



Universidad Pública de Navarra

ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LOS PATRONES TÉRMICOS EN LESIONES MUSCULO- ESQUELÉTICAS DEL MIEMBRO INFERIOR DIAGNOSTICADAS EN UN SERVICIO DE URGENCIAS

Trabajo Fin de Máster

MARÍA MARÍN SAN ROMÁN

Septiembre, 2014

Director: Tomás Belzunegui Otano

Co-director: Manuel Sillero Quintana

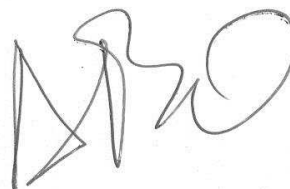
Profesor: **Tomás Belzunegui Otano**

Certifica:

Que el presente trabajo realizado por *María Marín San Román*, diplomada en Fisioterapia y estudiante del *Máster en Investigación en Ciencias de la Salud* de la Universidad Pública de Navarra, y titulado ***“Análisis descriptivo de los patrones térmicos en las lesiones músculo-esqueléticas del miembro inferior diagnosticadas en un servicio de urgencias”*** ha sido elaborado bajo supervisión y cumple con los requisitos para optar al título de postgrado.

Y para que así conste, expedido y firmo el presente certificado.

En Pamplona, a 16 de Septiembre de 2014



Tomás Belzunegui Otano

Quien no sabe lo que busca,

no ve lo que encuentra.

(Claude Bernard)

AGRADECIMIENTOS

Las personas más bellas con las que me he encontrado son aquellas que han conocido la derrota, conocido el sufrimiento, conocido la lucha, conocido la pérdida y han encontrado su forma de salir de las profundidades.

Estas personas tienen una apreciación, una sensibilidad y una comprensión de la vida que los llena de compasión, humildad y una profunda inquietud amorosa.

La gente bella no surge de la nada.

Elisabeth Kübler-Ross

A mi “héroe”, quien siempre me enseñó por dónde caminar sin pedir nada a cambio.

A mi “heroína”, quien siempre me aconseja escoger el camino correcto; solo espero que el camino que he escogido me lleve a ser la mitad de lo grande y fuerte que tú eres.

Al que “reapareció”, quien me abrió la ventana del mundo que contemplaba desde el otro lado del cristal.

Gracias a los tres, a mis dos “copias”, que brillan más y más alto; y a todas las personas que han puesto un poquito de sí en este trabajo.

Gracias.

RESUMEN

Introducción: El dolor es uno de los motivos de consulta más frecuentes en los servicios de urgencias, y el de origen musculoesquelético uno de los más prevalentes. Dada la situación de sobresaturación de los recursos asistenciales de los servicios de urgencias, el elevado porcentaje de pacientes que utilizan estos recursos debido a lesiones musculoesqueléticas y los recortes presupuestarios que día a día emergen en el ámbito sanitario, creemos que es necesario encontrar otros sistemas de valoración más rápidos que puedan ayudar al personal sanitario en el diagnóstico de este tipo de patologías.

Objetivo: Conocer la utilidad de la TI como herramienta de apoyo en el diagnóstico de lesiones músculo-esqueléticas de la extremidad inferior en un centro de atención primaria. Y establecer perfiles térmicos de las diferentes lesiones registradas.

Material y métodos: Se obtuvo una muestra de 134 sujetos (74 hombres y 60 mujeres) con patología musculoesquelética en la extremidad inferior que acudieron al servicio de urgencias de la Clínica CEMTRO de Madrid. La temperatura media y máxima de la piel de la zona lesionada y no lesionada fue registrada con una cámara termográfica T335 FLIR, y los resultados obtenidos en los termogramas fueron contrastados con el diagnóstico del médico de urgencias.

Resultados: Se hallaron diferencias significativas ($p < 0,05$) entre la zona lesionada y la no lesionada, tanto para la temperatura media ($\Delta T = 0,7^{\circ}\text{C}$) como para la temperatura máxima ($\Delta T = 0,7^{\circ}\text{C}$). Estos datos se asemejan a los hallados en la literatura.

Conclusión: Los resultados generales parecen indicar que la TI podría ser una herramienta útil para el apoyo en el diagnóstico de lesiones de origen músculo-esquelético en la extremidad inferior.

ÍNDICE

| | |
|---|---------------|
| 1. INTRODUCCIÓN-JUSTIFICACIÓN..... | - 1 - |
| 2. MARCO TEÓRICO | - 5 - |
| 2.1. Termología..... | - 5 - |
| 2.1.1. Transferencia de calor: definición y tipos..... | - 5 - |
| 2.1.2. Instrumentos de medición de temperatura..... | - 7 - |
| 2.2. Temperatura Corporal. Termorregulación | - 7 - |
| 2.2.1. Fisiopatología de las lesiones músculo-esqueléticas..... | - 9 - |
| 2.3. Termografía Infrarroja | - 10 - |
| 2.3.1. Historia de la termografía | - 10 - |
| 2.3.2. Aplicaciones de la termografía infrarroja | - 12 - |
| 2.4. Factores que influyen en la evaluación termográfica del cuerpo humano | - 14 - |
| 3. OBJETIVOS | - 19 - |
| 3.1. Objetivo principal | - 19 - |
| 3.2. Objetivos secundarios | - 19 - |
| 4. MATERIAL Y MÉTODOS | - 21 - |
| 4.1. Diseño del estudio..... | - 21 - |
| 4.2. Variables dependientes e independientes..... | - 21 - |

| | |
|---|---------------|
| 4.2.1. Variables dependientes | - 21 - |
| 4.2.2. Variables independientes | - 21 - |
| 4.3. Muestra del estudio | - 22 - |
| 4.4. Material..... | - 23 - |
| 4.4.1. Material para la evaluación termográfica | - 23 - |
| 4.5. Metodología del estudio | - 24 - |
| 4.6. Análisis estadístico | - 25 - |
| 5. RESULTADOS | - 27 - |
| 5.1. Descripción de la muestra | - 27 - |
| 5.2. Resultados descriptivos y comparativos de las lesiones registradas..... | - 28 - |
| 5.2.1. Resultados por localización de la lesión | - 29 - |
| 5.2.2. Resultados por tipo de lesión | - 30 - |
| 5.2.3. Resultados por diagnóstico médico de lesión..... | - 31 - |
| 5.2.4. Resultados por tiempo de evolución de la lesión | - 33 - |
| 6. DISCUSIÓN..... | - 37 - |
| 6.1. Por localización de la lesión | - 38 - |
| 6.2. Por tipología de la lesión | - 39 - |
| 6.3. Por diagnóstico médico de lesión..... | - 39 - |
| 6.4. Por tiempo de evolución de la lesión..... | - 40 - |

| | |
|---|---------------|
| 7. CONCLUSIÓN..... | - 42 - |
| 8. REFERENCIAS | - 45 - |
| 9. ANEXOS | - 57 - |
| 9.1. Anexo I: Consentimiento informado | - 57 - |
| 9.2. Anexo II: Protocolo Toma de datos..... | - 58 - |

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN - JUSTIFICACIÓN

Los Servicios de Urgencia Hospitalarios (SUH) son servicios de altísimo dinamismo, se ven constantemente enfrentados a problemas cambiantes que dependen en gran medida de la estación del año, la edad media de los pacientes atendidos, la pirámide de población del área de referencia, etc. Su utilización es cada vez mayor, lo que conduce a su masificación y a una saturación de los recursos asistenciales.

El dolor es uno de los motivos de consulta más frecuentes en los servicios de urgencias, y el de origen musculoesquelético uno de los más prevalentes. Las lesiones más habituales son esguinces, luxaciones y subluxaciones, fracturas, heridas y contusiones y, en un plano más especializado, amputaciones, quemaduras y congelaciones. El diagnóstico de este tipo de patologías pasa desde un simple estudio radiológico hasta la realización de un TAC, una Eco-Doppler o una angiografía en el caso de amputaciones (1).

Durante el año 2011, la actividad asistencial urgente en Atención Primaria del Sistema Nacional de Salud, recoge que se atendieron más de 20 millones de consultas urgentes (ver tabla 1), independientemente del lugar de realización (en un centro de atención primaria fueron más de 18 millones y algo más de un millón fuera del centro) (2).

| | Atendidas por | | | | | |
|-------------------|-------------------|------------------|-------------------|------------------|-----------------|------------------|
| | Medicina | | | Enfermería | | |
| | Centro AP | Fuera de centro | Total | Centro AP | Fuera de centro | Total |
| AN | 5.529.840 | 694.617 | 6.224.457 | - | - | - |
| AR | 750.101 | 44.410 | 794.511 | 243.968 | 34.772 | 278.740 |
| AS | - | - | - | - | - | - |
| BL | 491.082 | 6.967 | 498.049 | 224.585 | 6.918 | 231.503 |
| CA | 1.459.146 | 8.933 | 1.468.079 | 1.247.605 | 6.390 | 1.253.995 |
| CN | 258.774 | 16.462 | 275.236 | 118.516 | 16.437 | 134.953 |
| CL | 1.572.893 | 128.643 | 1.701.536 | 1.296.996 | 134.821 | 1.431.817 |
| CM | 1.649.173 | 72.225 | 1.721.398 | 969.840 | 65.574 | 1.035.414 |
| CT | - | - | - | - | - | - |
| CV | 2.401.293 | 96.867 | 2.498.160 | 1.054.905 | 81.884 | 1.136.789 |
| EX | 945.378 | 69.217 | 1.014.595 | 284.000 | 36.107 | 320.107 |
| GL | 1.181.605 | 44.997 | 1.226.602 | 683.008 | 45.608 | 728.616 |
| MD | - | - | 758.369 | - | - | 393.198 |
| MR | 808.677 | 86.709 | 895.386 | 507.197 | 84.711 | 591.908 |
| NV | - | - | - | - | - | - |
| PV | 871.062 | 38.851 | 909.913 | 228.729 | 11.075 | 239.804 |
| LR | 138.879 | 9.521 | 148.400 | 79.647 | 11.311 | 90.958 |
| IN | 45.438 | 17 | 45.455 | 10.917 | 1.543 | 12.460 |
| SNS - 2011 | 18.103.341 | 1.318.436 | 20.180.146 | 6.949.913 | 537.151 | 7.880.262 |

Tabla 1.- Actividad asistencial urgente en Atención Primaria del Sistema Nacional de Salud, 2011.

El grave endeudamiento de la sanidad pública (16.000 millones de euros) y la situación de crisis económica que atraviesa España han puesto al descubierto serias debilidades en nuestro Sistema Nacional de Salud. Por ello, el Gobierno de España ha puesto en marcha

una Reforma Sanitaria, con la cual el Gobierno permitirá un ahorro en el gasto sanitario público superior al 10 por ciento: más de 7.000 millones de euros (3) .

Desde el Ministerio de Sanidad y Política Social, se propusieron promover el ahorro mediante la información al ciudadano, con el fin de derogar mitos tan extendidos como que en sanidad todo es gratis, así, diversos medios, divulgaron en 2010 el coste medio de diversas pruebas de diagnóstico: las radiografías convencionales, las cuales superan el medio millón por año, cuestan una media de 20,58 €; las ecografías radiológicas unos 65,45 €; las mamografías cuestan alrededor de 149,71 €; la resonancia magnética, cuya cifra ha aumentado considerablemente en la última década, oscila entre 300 € y 560 €; el TAC, otra prueba muy demanda, vale 240 € (más 154 € si lleva contraste) (4).

Aún con ello, el gasto sanitario en el año siguiente ascendió a 98.860 millones de euros, de los cuales, 72.217 millones de euros fueron financiados por el sector público (ver tabla 2) algo superior a lo presupuestado para ese mismo año, 71 millones de euros (5).

Tabla 2.- Gasto sanitario total, público y privado, en millones de euros. España, 2007-2011

| | 2007 | 2008 | 2009 | 2010 | 2011 |
|------------------------------|---------------|---------------|----------------|----------------|---------------|
| Gasto sanitario total | 89.422 | 97.250 | 100.872 | 100.770 | 98.860 |
| Gasto sanitario público | 64.253 | 71.028 | 75.378 | 74.773 | 72.217 |
| Gasto sanitario privado | 25.169 | 26.222 | 25.495 | 25.998 | 26.643 |

Conociendo estos datos, la grave situación de sobre-saturación de los recursos asistenciales del Servicio Nacional de Salud, el elevado porcentaje de pacientes que utilizan los recursos asistenciales por lesiones musculo-esqueléticas y los recortes presupuestarios que día a día emergen en el ámbito sanitario a consecuencia de la creciente crisis económica, creemos que es necesario encontrar otros sistemas de valoración más económicos que los actuales que puedan ayudar al personal sanitario en el diagnóstico de este tipo de patologías.

Como solución al problema planteado, proponemos investigar si la aplicación de la termografía infrarroja como medio de valoración en las urgencias traumatológicas, puede co-ayudar al personal sanitario al diagnóstico de lesiones musculo-esqueléticas, a fin de reducir costes y disminuir la masificación del servicio.

La termografía infrarroja (TI) es una técnica no invasiva y de bajo coste que permite, a través de la toma de una fotografía, el registro sin contacto de la energía que irradia el cuerpo humano (6-8).

La TI, basada en imágenes bidimensionales, permite registrar la temperatura de los diferentes puntos de una determinada superficie o cuerpo. Por ello, el desarrollo de la TI se está convirtiendo en una de las herramientas más valiosas en el diagnóstico, evaluación y prueba de materiales, así como en el diagnóstico, evaluación y seguimiento de determinadas patologías.

2. MARCO TEÓRICO

2. MARCO TEÓRICO

La termografía infrarroja aplicada al ser humano permite cuantificar cambios de temperatura en la superficie de la piel de manera eficaz, objetiva y no invasiva; es una medida del calor irradiado por la microcirculación del cuerpo humano (1-2 mm aproximadamente por debajo de la superficie de la epidermis) (9). Una simple imagen contiene varios millones de puntos térmicos, cada punto o píxel de la imagen, corresponde a un dato térmico.

El diagnóstico médico mediante imágenes infrarrojas, TI, es un método funcional, pasivo y no invasivo para el análisis de las funciones fisiológicas relacionadas con la homeostasis termal (10); es una herramienta de detección de bajo coste que permite localizar anomalías térmicas caracterizadas por un aumento o disminución de la temperatura de la superficie. La TI puede resultar un método de gran eficacia en el diagnóstico de enfermedades difíciles de determinar mediante otra técnica (ejemplo: *Enfermedad de Suddeck*) (11).

2.1. TERMOLOGÍA

La Termología es la parte de la física que estudia los fenómenos en los que interviene el calor o la temperatura.

2.1.1. TRANSFERENCIA DE CALOR: DEFINICIÓN Y TIPOS

Como reseña Levine (1995), el calor es *una transferencia de energía entre el sistema y su entorno, debido a una diferencia de temperatura*. La temperatura es una magnitud que refleja el nivel térmico de un cuerpo, es decir, su capacidad de ceder energía calorífica. Siempre que haya una diferencia térmica entre dos cuerpos, coexistirá una transferencia de calor.

Por lo general, se reconocen tres modos distintos de transmisión de calor: por conducción, por convección y por radiación. Aunque de manera estricta, solo la transmisión por conducción y la transmisión por radiación debieran clasificarse como procesos de transferencia de calor, ya que ambos mecanismos dependen de una diferencia de temperatura entre cuerpos; la transmisión por convección también va a depender del transporte mecánico de la masa, de su movimiento.

En el caso del cuerpo humano, el calor debe ser disipado a fin de mantener la homeostasis y, por tanto, el rendimiento y estabilidad metabólicos.

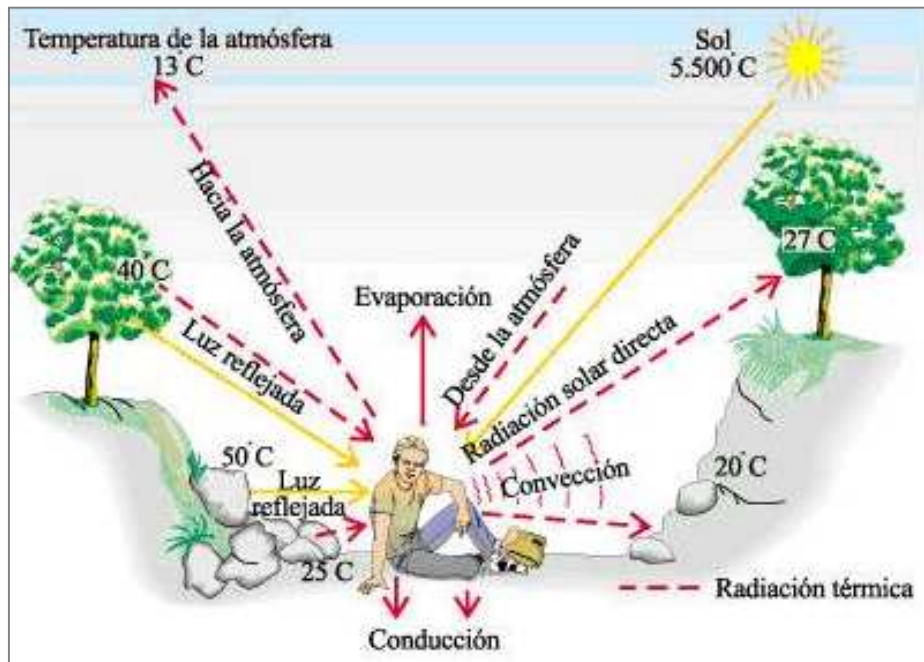


Figura 1.- Mecanismos de liberación del exceso y ganancia de calor en el cuerpo humano.

El calor puede ser eliminado por distintas vías: respiración, conducción, convección, radiación y evaporación (ver Figura 1).

- **Transferencia por conducción:** El calor se transfiere por contacto físico a través del contacto molecular directo. Una molécula que se mueve más rápido (mayor temperatura) transmite parte de su energía a otra que se mueve más lento (menor temperatura) (12).
- **Transferencia por convección:** La convección es el modo de transmisión de calor a través de un fluido (líquido o gas, en movimiento) en contacto con el cuerpo (13). La mayor parte de los gases son invisibles para la cámara infrarroja, por lo que la convección se suele visualizar directa y únicamente en líquidos, o indirectamente en la superficie de los sólidos.
- **Transferencia por radiación:** La transmisión de calor por radiación se produce entre cuerpos sin contacto físico directo; no requiere de ningún medio material, se transmite en ausencia total de moléculas, es decir, en el vacío (13).
- **Transferencia por evaporación:** El cuerpo humano disipa calor mediante la evaporación del sudor y el vapor de agua exhalado en la respiración: *evaporación cutánea* y *evaporación respiratoria*, respectivamente.

2.1.2. INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN DE TEMPERATURA

Desde antes de Cristo hasta nuestros días se han desarrollado numerosos dispositivos y sistemas de medida de temperatura, y se han pretendido regular o estandarizar las medidas mediante escalas termométricas muy diferentes, con el objetivo de conseguir mayor reproducibilidad y consenso en su uso.

Siguiendo las Leyes de la Termodinámica, al poner en contacto dos cuerpos, el calor (energía) fluye desde el cuerpo con mayor temperatura al de menor temperatura hasta que ambos cuerpos alcancen el equilibrio térmico.

La transferencia de calor por radiación, permite la estimación de la temperatura de los cuerpos de forma remota, sin contacto, permitiendo la cuantificación de la temperatura de la superficie de la piel sin contacto.

Entre las técnicas de medición más usadas se encuentran la termografía.

La Termografía Infrarroja (TI) es la técnica de producir una imagen visible como consecuencia de la luz infrarroja, invisible para el ojo humano, emitida por objetos o cuerpos de acuerdo a su condición térmica (14).

La TI está basada en imágenes y representa un sistema de medida bidimensional que registra la temperatura de los diferentes puntos de una determinada superficie, permitiendo valorar de manera objetiva los síntomas subjetivos del paciente. Por ello, el desarrollo de la TI se está convirtiendo en una de las herramientas más valiosas y útiles en el diagnóstico, y como método de evaluación y seguimiento del dolor en el campo de la medicina.

2.2. TEMPERATURA CORPORAL. TERMORREGULACIÓN

La temperatura del cuerpo está regulada casi en su totalidad por mecanismos nerviosos de retroalimentación coordinados, en su mayoría, a través de centros reguladores situados en el hipotálamo anterior.

El sistema termorregulador tiene su principal centro funcional en grupos neuronales del núcleo preóptico del hipotálamo anterior, que reciben información de los receptores térmicos cutáneos, situados en grandes vasos, vísceras abdominales y médula espinal, y de la sangre que perfunde el hipotálamo. Se considera al área hipotalámica posterior, que no posee ninguna termosensibilidad especial, como el centro integrativo de la termorregulación. El hipotálamo anterior se asocia con los mecanismos de pérdida de calor

mientras que el hipotálamo posterior se correlaciona con los mecanismos de producción de calor (15).

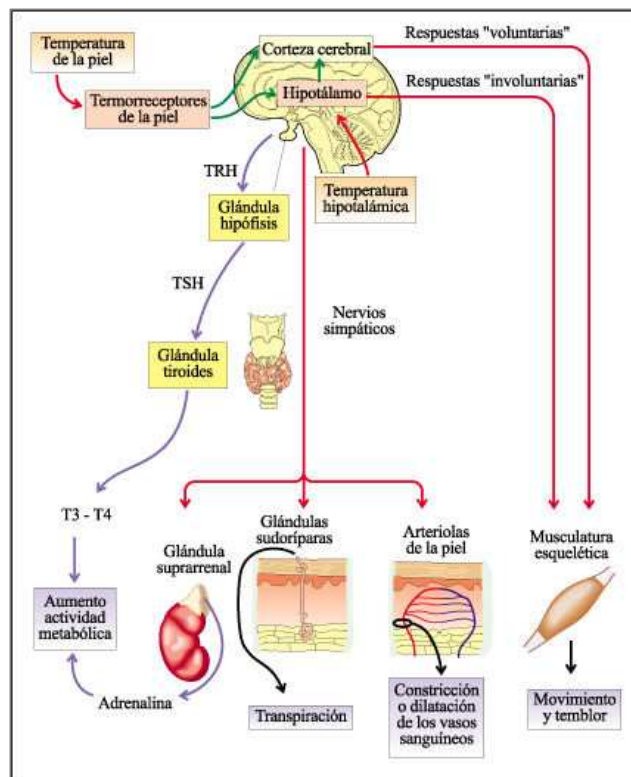


Figura 2.- Mecanismo de termorregulación del cuerpo humano. Sistema nervioso.

El hipotálamo es por tanto, la estructura nerviosa responsable de mantener y fijar el nivel de referencia térmica, por lo que en función de la información nerviosa, pondrá en marcha los mecanismos de pérdida o producción de calor.

Casi todo el calor producido en el organismo se genera en los órganos profundos, en particular, en el hígado, el cerebro y el corazón, y en el tejido musculo-esquelético durante el ejercicio. Este calor se transfiere desde los órganos y tejidos profundos hacia la piel, donde se pierde en el aire y otros entornos; si bien, la piel, los tejidos subcutáneos y la grasa, actúan de aislante térmico del cuerpo (16).

La temperatura de los tejidos profundos del cuerpo permanece casi constante, con un margen $\pm 0.6^{\circ}\text{C}$, salvo cuando sobreviene una enfermedad febril.

La temperatura cutánea, a diferencia de la temperatura central, aumenta y desciende con la temperatura del entorno; de hecho, una persona desnuda, puede exponerse a temperaturas tan bajas como 13°C o tan altas como 54°C en aire seco, y mantener una temperatura central casi constante (16). La temperatura corporal aumenta con el ejercicio y

varía con los extremos de temperatura ambiental; al aumentar la temperatura central, el centro termorregulador activa las fibras eferentes del sistema nervioso autónomo que aumentan la pérdida de calor produciendo vasodilatación cutánea (convección) y aumento de la sudoración (evaporación). Por el contrario, cuando se expone el cuerpo a un frío extremo, el hipotálamo reacciona disminuyendo la pérdida de calor mediante vasoconstricción cutánea y disminuyendo la producción de sudor. Además, puede incrementar la producción de calor intensificando la actividad muscular (aumento del tono y/o escalofríos) (17).

2.2.1. FISIOPATOLOGÍA DE LAS LESIONES MUSCULO-ESQUELÉTICAS

Siempre que los tejidos sufren algún daño como resultado de una lesión, el cuerpo reacciona con rapidez llevando a cabo una serie de acciones fisiológicas predecibles y destinadas a reparar los tejidos afectados.

La respuesta inicial del cuerpo a un traumatismo es la inflamación. Otros signos y síntomas comúnmente asociados a la inflamación son el dolor, el enrojecimiento de la piel (eritema) y el aumento local de la temperatura; esto se debe, principalmente, a la inicial disminución del flujo sanguíneo del área (vasoconstricción), para más tarde aumentar de manera súbita en los espacios intersticiales (vasodilatación).

Las acciones musculares, contracción-relajación, son las fuentes más importantes del incremento térmico metabólico (18). Esto explica por qué en las imágenes generadas mediante TI, las lesiones musculares agudas son reconocidas por ser áreas de aumento de temperatura debido a la inflamación en un estadio temprano (ver figura 3).

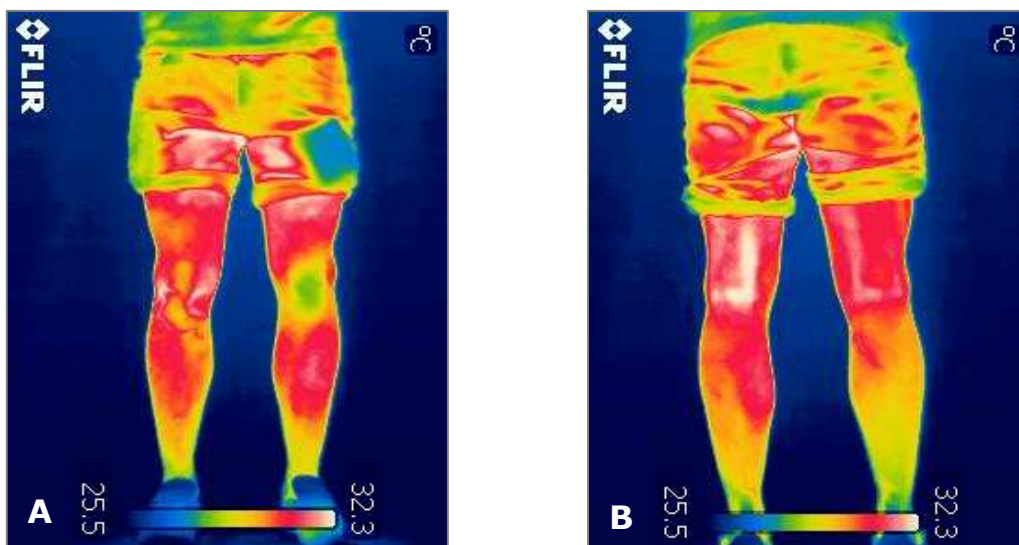


Figura 3.- Imagen tomada mediante TI. Lesión aguda en rodilla derecha, rotura de LCA. **A**, cara anterior; **B** cara posterior.

Mientras que las lesiones crónicas y las cicatrices son identificadas por aparecer áreas hipotérmicas debido a la contracción muscular disminuida y, por lo tanto, a la disminución de producción de calor (ver figura 4) (18).

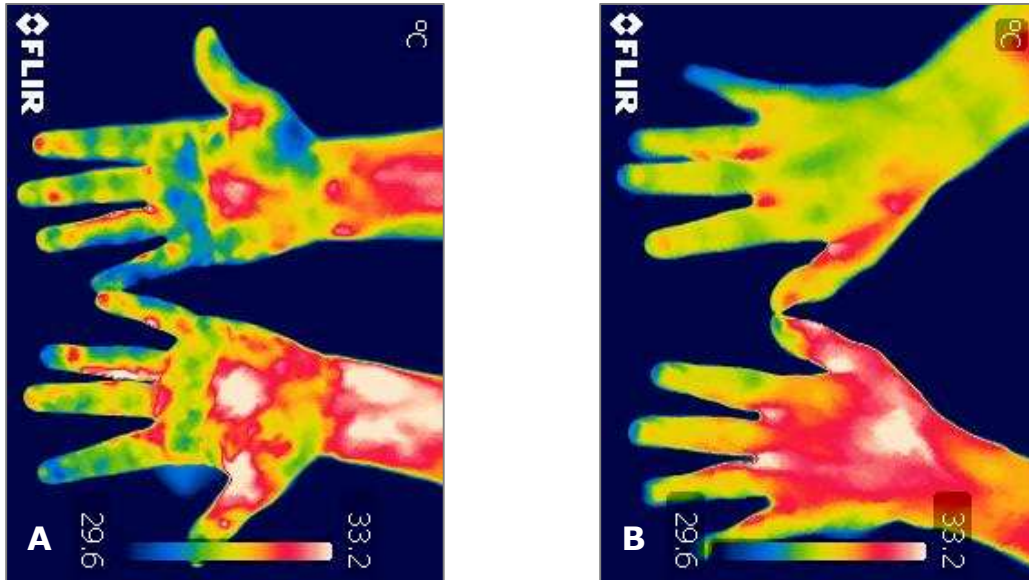


Figura 4.- Imagen tomada mediante TI. Lesión crónica en mano derecha, tendinitis de los músculos flexores. **A**, cara palmar; **B** cara dorsal.

En general, si la temperatura de la piel es mayor $0,5^{\circ}\text{C}$ en una zona que en su contralateral, es posible sospechar de la existencia de una patología (19).

2.3. TERMOGRAFÍA INFRARROJA

La TI permite visualizar y cuantificar, de un modo no invasivo, los cambios en la superficie de la piel, convirtiendo la radiación infrarroja que emite la piel en impulsos eléctricos denominados termogramas o fotografías de calor.

2.3.1. HISTORIA DE LA TERMOGRAFÍA

El calor y la temperatura han estado relacionados con la historia del hombre ya desde sus orígenes, de hecho, en multitud de ámbitos y actividades cotidianas, uno de los primeros síntomas que revela la existencia de una anomalía o irregularidad es la variación de la temperatura habitual.

Hipócrates (siglo V a.C.) es descrito como el primer físico que intentó medir la temperatura humana, y Sanctorius como el creador del termómetro basándose en el termoscopio ideado por Galileo.

En el año 1800, William Herschell descubre los rayos infrarrojos. También hay que reseñar en este mismo siglo a Carl R. A. Wunderlich (1815-1877), un físico y médico alemán que fue el primero en establecer la medida de la temperatura corporal dentro de una rutina clínica como indicador de fiebre.

A lo largo del siglo XIX, el esfuerzo de los investigadores estuvo orientado, prácticamente en exclusiva, a diseñar dispositivos capaces de detectar y cuantificar este nuevo tipo de radiación. Así, en 1829 Nobili inventa el primer termopar, un dispositivo que permitía determinar la temperatura de la superficie de un cuerpo por contacto (20).

En 1840, John Herschel, consiguió la primera imagen visible de la radiación infrarroja.

El bolómetro fue inventado por Samuel P. Langley alrededor de 1880; con este instrumento se consiguió sentir el calor de seres vivos a más de 400 metros (21).

Es a principios del siglo XX cuando se comienza el desarrollo en tecnología infrarroja, debido principalmente, al interés de la época: las motivaciones bélicas. En 1914, durante la Primera Guerra Mundial, las tropas alemanas usaron un sistema de detección térmica con un alcance de hasta 10 km para detectar icebergs, patentándose, de esta forma, el primer sensor infrarrojo para dicho fin (20). Sin embargo, el impulso más significativo vino de la mano de la Segunda Guerra Mundial; durante su duración, se desarrollaron multitud de sistemas de detección térmica y se descubrieron nuevas y variadas aplicaciones para la termografía. Tras la Segunda Guerra Mundial, buena parte de esta tecnología militar se desclasificó, y los avances experimentados por la TI comenzaron a penetrar en la sociedad civil, fundamentalmente, en el campo de la ingeniería.

En las décadas de los años 60 y 70 se empezaron a recoger los frutos de la investigación realizada sobre la radiación infrarroja, dedicando convenciones y congresos de la época al tema en cuestión (20). Fue en estos años, cuando surgieron algunas compañías que iniciaron la comercialización de la tecnología infrarroja (20).

A principio de los 80, se produjo una gran salto evolutivo mejorando en calidad y tamaño las cámaras infrarrojas, y aportando una mayor resolución espacial (21). En la década de los 90 emerge el concepto de TI cuantitativa; concepto basado en el comportamiento térmico del cuerpo, mejorando el diagnóstico y permitiendo al usuario, además, cuantificar algunos parámetros (22).

La TI ha evolucionado considerablemente, convirtiéndose en una tecnología más precisa, potente, rápida, instantánea y de sencilla utilización y comprensión tanto del personal como del paciente (7). Además, su continua investigación está posibilitando, cada vez más, instrumentos de mayor calidad y más económicos, favoreciendo su aplicación en ámbitos, no sólo experimentales, sino de la práctica clínica diaria (23).

2.3.2. APLICACIONES DE LA TERMOGRAFÍA INFRARROJA

En la actualidad, la tecnología infrarroja está totalmente implantada en numerosos campos de investigación, y existen innumerables publicaciones, congresos y conferencias internacionales, dedicadas a la TI.

La TI puede ser aplicada en cualquier situación donde el problema de base pueda ser visualizado mediante una diferencia térmica. Maldague (2001) ordenó la mayor parte de dichas aplicaciones en función del campo de actuación (Tabla 3).

Tabla 3.- Aplicaciones comunes de los procedimientos térmicos no destructivos (21).

| Aplicaciones | |
|--|--|
| Edificios | Grietas en las paredes, evaluación de la humedad, techos, nivel de líquidos en los tanques de agua estancadas. |
| Componentes/ procesos | Eficiencia del sistema de frenado de los automóviles, inspección de los componentes estructurales de aeronaves, inspección de puntos de soldadura. Degradación del EPROM (<i>Erasable Programmable Read-Only Memory</i>). Inspección de tuberías de plástico. |
| Detección de defectos y caracterización | Corrosión de metales, detección de grietas, decapado, inspección de palas de turbina. Defectos en los adhesivos y juntas soldadas por puntos. Identificación de Crack, la disolución, el impacto de los daños en CFRP. Desgaste de recubrimiento, pruebas de fatiga, detección de grietas cerradas. |
| Mantenimiento | Ventiladores y compresores, tuberías, líneas de refrigeración, revestimientos. Hornos rotatorios, palas de turbina, instalaciones eléctricas, fugas de gas. |
| Medicina / Veterinaria | Enfermedades coronarias, reacciones alérgicas, tumores humanos de mama. Reumatología, enfermedades neuromusculares, lesiones de tejidos blandos, varices. |
| Propiedades | Espesor de la capa de cerámica, propiedades termofísicas, fases del revestimiento de acero, la humedad, caracterización del material anisótropo. Medición de la conductividad térmica de CFRP, fuerzas adherentes, perfiles en profundidad de la conductividad térmica. |
| Servicios Públicos | Detección de incendios forestales, la localización de personas en incendios o en la noche. Seguimiento del tráfico, detección de objetivos militares. |

Actualmente, la TI tiene un uso muy extendido en el ámbito industrial y de la construcción, y en el sector automovilístico de alta competición, la conocida *Fórmula 1* (24-26).

La termografía se utiliza también en el ámbito de veterinaria para la detección de patologías en animales de competición y, en el ámbito médico, su mayor valor clínico es su alta sensibilidad en patología vascular, neurológica y del sistema musculoesquelético, así como su contribución en la patogénesis y el diagnóstico; es una herramienta valiosa en el diagnóstico y seguimiento de cáncer de mama o de piel, la evaluación de las operaciones de injertos, o la evaluación forense (27-34).

En relación al ámbito médico, durante los años 80, se utilizaban cámaras infrarrojas rudimentarias para el diagnóstico de patologías y lesiones musculares (35-38) que, a finales de los 80 y en los 90, fueron sustituidas por métodos más novedosos, eficaces y objetivos de diagnóstico como la resonancia magnética, los rayos X y la ecografía, por lo que la investigación del uso de la termografía en el ámbito de la medicina se apartó y, con ello, el uso de dichas cámaras en este campo (39).

Sin embargo, la TI ha evolucionado considerablemente, convirtiéndose en una tecnología más precisa, potente, rápida, instantánea y sencilla que, aun no siendo tan objetiva como otros métodos a la hora de diagnosticar patologías en el funcionamiento de los sistemas del cuerpo humano, sí puede ser lo suficientemente precisa y fiable para usarla como una herramienta complementaria donde se obtenga información del equilibrio térmico corporal que, a priori, deberían tener las estructuras musculoesqueléticas en un estado natural y sano (40, 41).

El diagnóstico médico está basado en datos funcionales y estructurales, además de los síntomas referidos por el paciente. Entre los principales métodos de exploración funcional (ECG, EEG, etc.) se encuentra la TI que detecta y analiza anomalías térmicas caracterizadas por un aumento o disminución de la temperatura de la superficie de la piel. Cualquier asimetría significativa de más de 0.5°C puede ser indicativa de la existencia de una variación fisiológica o anatómica (19). Si las directrices metodológicas son cuidadosamente implementadas, la TI puede lograr una alta especificidad y sensibilidad en el diagnóstico de ciertas características médicas, llegando a ser una herramienta de diagnóstico muy útil (42).

La mayoría de los estudios relacionados con la termografía a nivel músculo-esquelético concluyen que éste método es de gran ayuda para el diagnóstico de lesiones o patologías y que es una herramienta ideal para controlar la evolución de las lesiones y la eficacia del

tratamiento de estas (35-38, 43, 44), la contrapartida es que son estudios bastante antiguos.

Entre las diferentes aplicaciones de carácter clínico de la TI, hay que señalar:

- Detección y diagnóstico de cáncer de mama (30, 45, 46) y del cáncer de piel (47).
- Localización de patologías cardiovasculares y neurológicas (48).
- Desórdenes circulatorios o inflamatorios (10).
- Localización de puntos de dolor (49) y patología músculo-esquelética (9, 11).
- Patología reumatológica (artritis reumatoide, osteoartritis) (10).
- Patología urológica (8).
- Trastorno de la Articulación Temporo-mandibular (11).
- Cefaleas (11).
- Pacientes en diálisis (18).
- Monitorización evolutiva de la anestesia local en extremidades (50).
- Valoración de la gravedad de quemaduras (51).
- Monitorización de la evolución de injertos y úlceras (52).
- Apoyo en cirugías a corazón abierto (53), cirugía plástica y de reconstrucción (10).
- Documentación objetiva de determinadas dolencias, sobretodo en medicina forense (54).
- Dermatología o detección de varices (55).

2.4. FACTORES QUE INFLUYEN EN LA EVALUACIÓN TERMOGRÁFICA DEL CUERPO HUMANO

La interpretación de una imagen termográfica está sujeta a diversos factores que pueden influir en los resultados.

Existen tres grandes grupos de factores que influyen en la evaluación:

- **Factores naturales:** Son todos aquellos factores que *“están en el entorno de una manera natural y que son propios tanto del contexto como de los objetos o seres que aparecen”* (56). La radiación saliente de un objeto está compuesta por tres conceptos (12):
 - ✓ Radiación emitida, o emisividad: La emisividad es la capacidad que cada objeto tendrá de emitir radiación infrarroja (57). No todos los

objetos emiten el 100% de lo que deberían. El cuerpo que mejor emite es el catalogado como “*cuerpo negro*”, que tiene un valor de emisividad cercano a 1, una emisividad casi perfecta; lo que significa que dicho cuerpo tiene un valor de reflectividad cercano a 0, por lo que la radiación captada por la cámara proporcionará información de la temperatura de dicho cuerpo, y no de la reflejada (7). La piel humana tiene una alta emisividad cercana a 1, según Hardy (58), mientras, un material con baja emisividad es el aluminio.

- ✓ Radiación reflejada, o reflectividad: Es aquella radiación que el cuerpo refleja, como una imagen en un espejo. Cuanto mayor sea la reflectividad, mayor será la influencia de la temperatura aparente reflejada.
- ✓ Radiación transmitida, o transmisividad: Normalmente, al trabajar con cuerpos opacos, la transmisividad es igual a 0, puesto que dicha radiación es la que un cuerpo deja pasar a través de sí

Dentro de los factores naturales existe también otro grupo de variables, las variables atmosféricas, y que pueden influenciar en la exactitud de la evaluación:

- Atmósfera: La atmósfera transmite su propia radiación entre el cuerpo y la cámara, y además, absorbe una pequeña parte de la radiación saliente del cuerpo provocando una pequeña pérdida. Esta variable se corrige en las cámaras termográficas introduciendo en estas el dato de **distancia**.
 - Humedad relativa: Una de las causas por las que el aire es capaz de absorber un poco de la radiación emitida por los objetos, se debe al vapor de agua que contiene (12).
 - Temperatura del aire: A mayor temperatura del aire, más influencia de radiación tendrá la atmósfera. Numerosos estudios recomiendan que la toma de imágenes se realice entre 18°C y 25°C (59, 60).
- **Factores artificiales**: Aunque estos factores pueden alterar considerablemente los resultados obtenidos afectando a la emisividad, son fácilmente controlables:
 - ✓ Variables de ingesta:

- La ingesta de **alcohol** (61), **café** y **té** (62, 63) altera el flujo sanguíneo.
 - El consumo de la **nicotina** y el **tabaco** (64, 65) influyen sobre el flujo sanguíneo superficial pudiendo provocar un aumento de la temperatura cutánea (66-68).
 - La ingesta de **medicamentos** y/o drogas; está demostrado que algunos de los medicamentos que inciden sobre el sistema cardiovascular, inciden en la vascularización de la piel, y consecuentemente en la temperatura cutánea y radiación infrarroja que emite la piel (48, 69-71).
 - Las **comidas copiosas** o determinados alimentos, como puede ser el azúcar, provoca un aumento del consumo de oxígeno, de la temperatura corporal y de la temperatura local en determinados órganos, sobre todo los más profundos (72-74)
- ✓ Variables de aplicación cutánea: Estas variables hay que tenerlas en cuenta, puesto que son las que más influyen en la radiación que emite la piel y son difíciles de detectar.
- **Cosméticos, cremas, o geles** de tipo cutáneo que actúan como filtro sobre la piel distorsionando la radiación e influyendo en la emisividad (75, 76).
 - Exposición a **rayos solares** durante periodos prolongados, o tratamientos con **rayos UVA** que producen un aumento antinatural en la temperatura de la piel distorsionando la imagen (77).
- ✓ Variables terapéuticas: Son todas aquellas distorsiones que una terapia puede suponer en la radiación que emite la piel registrada por la cámara termográfica (56). Mayoritariamente son disciplinas ejecutados dentro del ámbito de la Fisioterapia:
- **Electroterapia**, diversos estudios han demostrado su influencia en la termografía al aumentar la temperatura corporal (78-80).
 - **Ultrasonido**, desarrolla una acción fibrolítica, térmica y vasodilatadora, produciendo un aumento de la temperatura, sobre todo en planos profundos (81).

- **Termoterapia** por radiación, conducción o convección, provocando un aumento de la temperatura cutánea y por tanto, perturbando la evaluación termográfica posterior (82-84).
- **Crioterapia**, provoca un descenso de la temperatura de la piel y, por lo tanto, influencia el resultado (82-84). Ésta es la variable de mayor interés en nuestro estudio, debido a la alta probabilidad de que el paciente que acude al servicio de urgencias, previamente haya utilizado crioterapia para minimizar las consecuencias de la lesión padecida.
- **Masoterapia**, habitualmente se asocia con variables de aplicación cutánea de carácter antiinflamatorio que pueden distorsionar el estado térmico real de la zona a la hora de ser evaluado termográficamente (76, 85).
- **Hidroterapia**, que pueden aumentar o disminuir la temperatura cutánea en función del estado y temperatura del agua, y consecuentemente, alterar la zona evaluada (80, 84, 86).

La principal incidencia de estos factores radica en el cambio de temperatura de la piel de la persona evaluada. Dicho cambio puede durar entre 4 y 6 horas (59) como mínimo, por lo que es esencial conocer si el paciente que analicemos en el SUH puede estar influenciado por alguno de estos factores previa toma de la imagen.

3. OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

3.1. OBJETIVO PRINCIPAL

El objetivo de nuestro estudio es conocer la utilidad de la TI como herramienta de apoyo en el diagnóstico de lesiones músculo-esqueléticas de la extremidad inferior en un centro de atención primaria.

3.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS

Del objetivo principal, se desglosan los siguientes objetivos secundarios.

1. Elaborar un perfil térmico de las lesiones registradas en la sección de urgencias de un hospital de traumatología determinando las asimetrías entre la extremidad lesionada y la no lesionada.
2. Realizar un análisis descriptivo de las lesiones en el servicio de urgencias en función de su localización, tipología y diagnóstico médico, así como el periodo de evolución de las mismas.

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

El objetivo del estudio es establecer perfiles térmicos a través de TI y su utilidad en la detección de lesiones músculo-esqueléticas en miembros inferiores diagnosticadas en el servicio de urgencias de un centro de atención primaria.

Este estudio se encuadra dentro de la investigación descriptiva, siguiendo el diseño de un estudio de información transversal analítico. El estudio lo clasificamos como no direccional, porque el momento de exposición y la respuesta se producen simultáneamente. Mientras que, el momento de ocurrencia (*timing*) es prospectiva, donde la exposición y respuesta se produce después de comenzar el estudio.

4.2. VARIABLES DEPENDIENTES E INDEPENDIENTES

4.2.1. VARIABLES DEPENDIENTES

Las variables dependientes del estudio aparecen en la siguiente tabla:

Tabla 4.- Variables dependientes y sus valores.

| Variables Dependientes | Tipo | Valores |
|-----------------------------|---------|-------------------------|
| <i>Temperatura Corporal</i> | Ordinal | Grados centígrados (°C) |

4.2.2. VARIABLES INDEPENDIENTES

Las variables independientes del estudio aparecen en la siguiente tabla:

Tabla 5.- Variables independientes y sus valores.

| Variables Independientes | Tipo | Valores |
|----------------------------------|---------|--|
| <i>Tipología de las lesiones</i> | Nominal | OSEA (Fractura, Fisura, Otra lesión ósea) ARTICULARES (Subluxación / Luxación, Ligamentosa, Menisco, Cartílago-Articular) MUSCULAR (Rotura Muscular, Contractura Muscular, Sobrecarga Muscular, Contusión muscular, Edema) TENDINOSA (Tendinitis, Bursitis) |

| | | |
|-------------------------------|---------|--|
| | | NEUROLÓGICA (Radiculopatías) VASCULAR (Varices) INFECCIÓN SIN PATOLOGÍA |
| <i>Localización de lesión</i> | Nominal | RODILLA PIERNA /TALÓN TOBILLO PIE |
| <i>Diagnóstico médico</i> | Nominal | ARTRITIS ARTROSIS BURSITIS CONDROMALACIA CONTRACTURA CONTUSIÓN DOLOR EDEMA ESGUINCE FRACTURA GANGLIO HERNIA LIPOMA LUXACIÓN MENISCO PERIOSTITIS ROTURA MUSCULAR SINOVITIS TENDINITIS |
| <i>Evolución de la lesión</i> | Ordinal | AGUDA (Menos de 1 día de evolución) DURACIÓN CORTA (Entre 2 y 3 días de evolución) DURACIÓN MEDIA (Entre 4 y 7 días de evolución) CRÓNICA (Más de 7 días de evolución) |

4.3. MUESTRA DEL ESTUDIO

En el presente estudio participaron 517 sujetos que acudieron al servicio de urgencias de la *Clínica CENTRO de Madrid*, entre Junio y Septiembre de 2012, con patología aguda

musculo-esquelética; de los cuales, eliminando todos aquellos casos en los que la localización de la lesión se produjo en extremidad superior y columna vertebral, 134 sujetos presentaban lesiones en miembro inferior.

Tabla 6.- Datos descriptivos (media \pm desviación estándar (D.E.) y porcentaje (%)) de la muestra de estudio.

| Datos de la muestra | | Media \pm D.E. | Porcentaje (%) |
|---------------------|-------------|-------------------|----------------|
| Sujetos (n) | | 134 | 100% |
| Sexo | Hombres (n) | 74 | 55,2% |
| | Mujeres (n) | 60 | 44,8% |
| Edad (años) | | 43,37 \pm 18,54 | -- |

Todos los sujetos que participaron en el estudio, fueron informados previamente, de manera oral y por escrito, de las características y los objetivos de la investigación, dando su consentimiento informado a formar parte del estudio (Anexo I); y la *Clínica CEMTRO de Madrid* facilitó la incorporación de un técnico debidamente formado y acreditado en Termografía Infrarroja al equipo de urgencias durante dos meses para la recogida de datos del estudio.

El proceso de este estudio siguió las directrices y principios éticos de la Declaración de Helsinki de la Asamblea Médica Mundial para la investigación con seres humanos (87, 88) y fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad Politécnica de Madrid.

4.4. MATERIAL

4.4.1. MATERIAL PARA LA EVALUACIÓN TERMOGRÁFICA

Para la realización de las evaluaciones termográficas se utilizó:

- Una pantalla tipo “roll-up” con base de aluminio y lona de color negro, para crear un fondo homogéneo y sin reflejos a fin de evitar que la toma de imágenes termográficas se distorsionara.
- Un *step*, de manera que el sujeto estuviera ligeramente elevado respecto al suelo para evitar la influencia de factores externos en la toma de imágenes.
- Un trípode para sostén de la cámara.
- La cámara termográfica.



Figura 5- Cámara termográfica modelo T335 (FLIR SYSTEMS, Sweden).

- Una estación meteorológica, para medir la humedad, la presión y la temperatura, y evitar la influencia de factores naturales en la toma de imágenes.
- Equipo informático para el registro y análisis de los datos: programa estadístico *SPSS* para Windows, versión 18.0; *Microsoft Excel XP®* y programa para el análisis cuantitativo de las termografías, *ThermoCAM Reporter 6*.

4.5. METODOLOGÍA DEL ESTUDIO

Se realizaron termografías a todos los usuarios que acudían con problemas músculo-esqueléticos a la unidad de urgencias de la *Clínica CEMTRO* de Madrid, durante el periodo concerniente del 20 de Junio al 2 de Agosto del 2012 y del 4 al 27 de Septiembre del 2012, siguiendo las normas y protocolos de la *International Academy of Clinical Thermology-IACT* (60) con respecto al tamaño, temperatura y humedad de la habitación evitando cualquier factor externo que pudiera influir en la evaluación; recogida de datos básicos del paciente así como la fecha de toma de la imagen; una pre-evaluación del paciente que recoja si ha estado expuesto a factores artificiales (UVA, cremas o lociones, terapias físicas, medicamentos, etc); aclimatación previa del paciente y toma de imágenes de manera bilateral a fin de facilitar los resultados mediante la comparativa sana-afecta.

La sala donde se realizaron las evaluaciones estaba aclimatada en todos los casos sobre ($21.1^{\circ}\text{C} \pm 1.3^{\circ}\text{C}$) respetando los valores ideales marcados entre los $18\text{-}25^{\circ}\text{C}$ (37, 59, 60), para evitar la influencia de la temperatura ambiente sobre la temperatura cutánea (36, 60, 87). Mediante una estación meteorológica, además de registrar la temperatura ambiente, se registró la presión atmosférica y la humedad relativa.

Los pacientes siguieron siempre la misma rutina (Anexo II): tras registrarse en el mostrador de urgencias, permanecieron en una de las salas de la clínica durante 10 minutos aproximadamente con la zona lesionada y su contralateral desprovistas de ropa a fin de procurar una temperatura homogénea a las condiciones ambientales.

En el transcurso de este periodo de aclimatación, rellenaban un cuestionario sobre la posible utilización de algún factor que pudiese influir en la evaluación de imágenes termográficas: consumo de tabaco (64-66), la ingesta de alcohol (61), toma de medicamentos (48, 69, 71, 89), aplicación de algún tipo de crema o loción en las zonas examinadas (90), o la realización de algún tratamiento terapéutico (78, 82, 84, 91), y otros datos personales, así como la firma del consentimiento informado. Tras lo cual se procedía a la toma de la imagen termográfica posando en función de la localización de la lesión.

4.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para la realización del análisis estadístico, se ha utilizado el programa estadístico SPSS versión 18.0 para Windows.

Se ha llevado a cabo un análisis descriptivo de las variables independientes: localización, tipología, diagnóstico médico y duración de la evolución de las lesiones recogidas; y se han calculado porcentajes y frecuencias de cada una de las características de las variables estudiadas.

Para estudiar cómo afecta la temperatura de la piel se hizo una exploración de los datos y se comprobó la normalidad de los mismos mediante el test de *Kolmogorov-Smirnov*.

Tras ello, se realizó una comparación de la temperatura media y máxima de la piel de la extremidad inferior lesionada y no lesionada mediante un test de *t-Student para muestras relacionadas* en función de las diferentes variables independientes (tipología, localización, diagnóstico y días de evolución de la lesión).

Para saber si existían diferencias en las evaluaciones termográficas entre los grupos en función de los días de evolución de la lesión, se realizó el test *ANOVA de un factor*, y se utilizó el *test de Levene* para comprobar la homogeneidad de las varianzas. Además, se usó un contraste *post-hoc de Tukey* para conocer las diferencias de medias entre los grupos cuyas varianzas no se comportaban de forma homogénea.

En todos los casos, se fijó un nivel de significación del 5% ($\alpha = 0,05$).

5. RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA

La muestra estaba compuesta inicialmente por 517 sujetos que acudieron al servicio de urgencias de la *Clínica CEMTRO de Madrid* con diversa sintomatología musculoesquelética en las fechas comprendidas entre el 20 de Junio y el 27 de Septiembre de 2012.

De la muestra inicial, tras descartar los pacientes que presentaban lesiones en extremidad superior y tronco, y los pacientes que habían utilizado factores externos influyentes en la toma de la imagen (hielo, crema, rayos UVA, etc), solo 134 pacientes presentaban sintomatología musculoesquelética de la extremidad inferior (ver Tabla 7).

También, existieron otros motivos de exclusión del estudio como lesiones establecidas fuera de protocolo (no se incluyen lesiones en los dedos del pie), u otras causas (lesiones no adecuadas de realizar un termograma, tratamiento previo de Fisioterapia, lesiones que presentaban heridas, o aquellos sujetos que presentaron características contralaterales a la lesión susceptibles de alterar el resultado).

Tabla 7.- Criterios de exclusión de los casos registrados con patología musculoesquelética en extremidad inferior.

| Criterio de exclusión | n |
|------------------------------------|----|
| <i>Aplicación de hielo</i> | 21 |
| <i>Aplicación de crema</i> | 20 |
| <i>Aplicación de hielo y crema</i> | 6 |
| <i>Fuera de protocolo</i> | 17 |
| <i>Otras causas</i> | 6 |

De los 134 sujetos participantes en el estudio, la mayor incidencia de lesión en cuanto al lado predominante, se dio en la extremidad inferior derecha en el 53,7% de los casos (ver Tabla 8).

Tabla 8.- Frecuencia de la lateralidad de la lesión, en número (n) y porcentaje (%).

| Lateralidad | Frecuencia (n) | Porcentaje (%) |
|-----------------------|----------------|----------------|
| <i>Derecho</i> | 72 | 53,7% |
| <i>Izquierdo</i> | 62 | 46,3% |

En cuanto a las temperaturas registradas, la temperatura media de la piel en el lado lesionado fue de $32,1^{\circ}\text{C} \pm 1,3$ (media \pm D.E.) y la temperatura máxima registrada en el lado lesionado fue de $33,2^{\circ}\text{C} \pm 1,2$ (ver Tabla 9).

Tabla 9.- Temperatura media y máxima registrada (en $^{\circ}\text{C}$) y su desviación estándar (\pm D.E.) por zona lesionada y no lesionada.

| Temperatura zona | Media \pm D.E. |
|---|--------------------------------|
| <i>Temperatura media de la zona lesionada</i> | $32,1^{\circ}\text{C} \pm 1,3$ |
| <i>Temperatura máxima de la zona lesionada</i> | $33,2^{\circ}\text{C} \pm 1,2$ |
| <i>Temperatura media de la zona no lesionada</i> | $31,4^{\circ}\text{C} \pm 1,4$ |
| <i>Temperatura máxima de la zona no lesionada</i> | $32,5^{\circ}\text{C} \pm 1,2$ |

5.2. RESULTADOS DESCRIPTIVOS Y COMPARATIVOS DE LAS LESIONES REGISTRADAS

Tras la comprobación de la normalidad de las variables dependientes mediante el test de *Kolmogorov-Smirnov*, se realiza una *t-Student para muestras relacionadas* de la temperatura media y máxima de la piel de la extremidad inferior lesionada y no lesionada en función de las diferentes variables independientes (tipología, localización, diagnóstico y días de evolución de la lesión).

En general, la prueba de *t-Student para muestras relacionadas*, indicó que el incremento de temperatura (ΔT) entre la zona lesionada y la no lesionada era significativamente más elevado ($p < 0,05$) tanto para los valores medios ($0,7^{\circ}\text{C}$), como para los valores máximos ($0,7^{\circ}\text{C}$) de la temperatura de la piel (T_{piel}) (ver Tabla 10).

Tabla 10.- Comparación de medias por *t-Student de muestras relacionadas* de la temperatura media y máxima (en $^{\circ}\text{C}$ y su desviación estándar (\pm D.E.)) por zona lesionada y no lesionada, y su incremento de temperatura (ΔT).

| Valores medios T_{piel} ($^{\circ}\text{C}$) | | | | | Valores máximos T_{piel} ($^{\circ}\text{C}$) | | | | |
|---|----------------|------------|------|----------|--|----------------|------------|------|----------|
| Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p | Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p |
| $32,1 \pm 1,3$ | $31,4 \pm 1,4$ | 0,7 | 7,08 | $< 0,05$ | $33,2 \pm 1,2$ | $32,5 \pm 1,2$ | 0,7 | 7,92 | $< 0,05$ |

5.2.1. RESULTADOS POR LOCALIZACIÓN DE LA LESIÓN

De los 134 sujetos participantes en el estudio, la mayor incidencia por zona lesionada registrada fue la rodilla (39,6% de los casos) seguida de los pies (25,4%) y el tobillo (23,9%) (ver Tabla 11).

Tabla 11.- Frecuencia de la zona lesionada, en número (n) y porcentaje (%).

| Zona lesionada | Frecuencia (n) | Porcentaje (%) |
|----------------|----------------|----------------|
| <i>Muslo</i> | 4 | 3% |
| <i>Pierna</i> | 11 | 8,2% |
| Rodilla | 53 | 39,6% |
| <i>Tobillo</i> | 32 | 23,9% |
| <i>Pies</i> | 34 | 25,4% |

Tras la realización de la comparación de medias mediante una *t-Student de muestras relacionadas* de los valores medios y máximos de la temperatura de la piel de la zona lesionada y no lesionada en función de su localización, se observa que el incremento de temperatura (ΔT) para los valores medios, es significativamente diferente ($p < 0,05$) en el caso de la rodilla ($\Delta T = 1^{\circ}\text{C}$) y los pies ($\Delta T = 0,9^{\circ}\text{C}$). Mientras que el incremento de temperatura (ΔT) para los valores máximos es significativamente diferente en la rodilla ($\Delta T = 1^{\circ}\text{C}$), pies ($\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$) y en el tobillo ($\Delta T = 0,7^{\circ}\text{C}$) (ver Tabla 12).

Tabla 12.- Comparación de medias por *t-Student de muestras relacionadas* de la temperatura media y máxima de la piel (media \pm D.E.) entre la zona lesionada y no lesionada en función de la localización de la lesión.

| Localización de la lesión | Valores medios Tpiel ($^{\circ}\text{C}$) | | | | | Valores máximos Tpiel ($^{\circ}\text{C}$) | | | | |
|---------------------------|---|----------------------------------|------------|-------------|------------------|--|----------------------------------|------------|-------------|------------------|
| | Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p | Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p |
| <i>Muslo</i> | 31,9 \pm 0,4 | 31,6 \pm 1,0 | 0,3 | 0,7 | = 0,05 | 33,6 \pm 1,0 | 32,7 \pm 1,0 | 0,9 | 1,0 | = 0,36 |
| <i>Pierna</i> | 31,8 \pm 1,4 | 32,0 \pm 1,0 | -0,2 | -0,9 | = 0,39 | 32,9 \pm 1,5 | 33,1 \pm 1,0 | -0,2 | -0,7 | =0,47 |
| <i>Pies</i> | 32,5 \pm 1,3 | 31,6 \pm 1,6 | 0,9 | 5,7 | < 0,05 | 33,5 \pm 1,4 | 33,0 \pm 1,1 | 0,5 | 3,1 | < 0,05 |
| <i>Rodilla</i> | 32,0 \pm 1,2 | 31,0 \pm 1,1 | 1,0 | 8,8 | < 0,05 | 33,2 \pm 1,2 | 32,2 \pm 1,1 | 1 | 7,0 | < 0,05 |
| <i>Tobillo</i> | 31,9 \pm 1,3 | 31,4 \pm 1,8 | 0,5 | 1,6 | = 0,12 | 33,0 \pm 1,1 | 32,3 \pm 1,3 | 0,7 | 5,1 | < 0,05 |
| Total | 32,1 \pm 1,3 | 31,4 \pm 1,4 | 0,7 | 7,08 | < 0,05 | 33,2 \pm 1,2 | 32,5 \pm 1,2 | 0,7 | 7,92 | < 0,05 |

5.2.2. RESULTADOS POR TIPO DE LESIÓN

Con respecto a la frecuencia por tipo de lesión, el 66,4% de las lesiones eran de tipo articular, seguidas por las lesiones de origen tendinoso (11,9%) y las de tipo óseo (10,4%) (ver Tabla 13).

Tabla 13.- Frecuencia por tipo de lesión, en número (n) y porcentaje (%).

| Tipo de lesión | Frecuencia (n) | Porcentaje (%) |
|------------------|----------------|----------------|
| Articular | 89 | 66,4% |
| Muscular | 8 | 6% |
| Ósea | 14 | 10,4% |
| Tendinosa | 16 | 11,9% |
| Neurológica | 2 | 1,5% |
| Vascular | 1 | 0,7% |
| Sin patología | 4 | 3% |

En la tabla 14 se muestran los valores medios de la temperatura media y máxima de la zona lesionada y no lesionada en función del tipo de lesión.

La temperatura media de la piel muestra diferencias significativas ($p < 0,05$) en el caso de lesiones de origen articular ($\Delta T = 0,7^{\circ}\text{C}$), ósea ($\Delta T = 1,1^{\circ}\text{C}$) y tendinosa ($\Delta T = 0,6^{\circ}\text{C}$). Sin embargo, para las temperaturas máximas, las diferencias significativas se hayan en las lesión de tipo articular ($\Delta T = 0,9^{\circ}\text{C}$) y las lesiones de origen tendinoso ($\Delta T = 0,6^{\circ}\text{C}$).

Tabla 14.- Comparación de medias por *t-Student de muestras relacionadas* de la temperatura media y máxima de la piel (media \pm D.E.) entre la zona lesionada y no lesionada en función de la tipología de la lesión.

| Tipo de lesión | Valores medios Tpiel ($^{\circ}\text{C}$) | | | | | Valores máximos Tpiel ($^{\circ}\text{C}$) | | | | |
|----------------|---|----------------|------------|------|--------|--|----------------|------------|------|--------|
| | Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p | Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p |
| Articular | 32,0 \pm 1,2 | 31,3 \pm 1,4 | 0,7 | 5,8 | < 0,05 | 33,2 \pm 1,1 | 32,3 \pm 1,2 | 0,9 | 8,7 | < 0,05 |
| Muscular | 31,9 \pm 1,0 | 31,7 \pm 1,0 | 0,2 | 0,5 | = 0,63 | 33,2 \pm 1,3 | 32,9 \pm 1,1 | 0,3 | 0,7 | = 0,5 |
| Ósea | 32,4 \pm 1,4 | 31,3 \pm 1,6 | 1,1 | 4,2 | < 0,05 | 33,1 \pm 1,7 | 32,6 \pm 0,9 | 0,5 | 1,4 | = 0,19 |
| Tendinosa | 32,2 \pm 1,2 | 31,6 \pm 1,3 | 0,6 | 3,6 | < 0,05 | 33,5 \pm 1,2 | 32,9 \pm 1,2 | 0,6 | 2,7 | < 0,05 |
| Neural | 33,1 \pm 0,4 | 33,4 \pm 0,0 | -0,3 | -1,0 | = 0,5 | 34,0 \pm 0,1 | 34,1 \pm 0,5 | -0,1 | -0,2 | = 0,8 |

| | | | | | | | | | | |
|----------------------|-------------------|-------------------|------------|-------------|------------------|-------------------|-------------------|------------|-------------|------------------|
| <i>Vascular</i> | 29,4 ± 0,0 | 30,6 ± 0,0 | -1,2 | - | - | 30,7 ± 0,0 | 32 ± 0,0 | -1,3 | - | - |
| <i>Sin patología</i> | 31,8 ± 1,6 | 31,6 ± 1,9 | 0,2 | 0,7 | =0,5 | 32,9 ± 1,2 | 32,8 ± 1,7 | 0,1 | 0,1 | =0,9 |
| Total | 32,1 ± 1,3 | 31,4 ± 1,4 | 0,7 | 7,08 | < 0,05 | 33,2 ± 1,2 | 32,5 ± 1,2 | 0,7 | 7,92 | < 0,05 |

5.2.3. RESULTADOS POR DIAGNÓSTICO MÉDICO DE LESIÓN

En función del diagnóstico, la mayor incidencia de lesiones fue esguince (15,7%) seguido de tendinitis (11,9%) y de fractura (9,7%) (ver Tabla 15).

Tabla 15.- Frecuencia por diagnóstico médico registrado, en número (n) y porcentaje (%).

| Diagnóstico médico | Frecuencia (n) | Porcentaje (%) |
|---------------------------|-----------------------|-----------------------|
| <i>Artritis</i> | 11 | 8,2 % |
| <i>Artrosis</i> | 9 | 6,7 % |
| <i>Bursitis</i> | 2 | 1,5 % |
| <i>Condromalacia</i> | 5 | 3,7 % |
| <i>Contractura</i> | 2 | 1,5 % |
| <i>Contusión</i> | 8 | 6,0 % |
| <i>Dolor</i> | 7 | 5,2 % |
| <i>Edema</i> | 2 | 1,5 % |
| Esguince | 21 | 15,7 % |
| <i>Fractura</i> | 13 | 9,7 % |
| <i>Ganglio</i> | 1 | 0,7 % |
| <i>Lipoma</i> | 1 | 0,7 % |
| <i>Luxación</i> | 1 | 0,7 % |
| <i>Menisco</i> | 12 | 9,0 % |
| <i>Periostitis</i> | 1 | 0,7 % |
| <i>Rotura muscular</i> | 6 | 4,5% |
| <i>Sinovitis</i> | 7 | 5,2% |
| <i>Tendinitis</i> | 16 | 11,9% |
| <i>Otros</i> | 9 | 6,7% |

A continuación se muestran los valores medios y máximos para la temperatura de la piel en función del diagnóstico médico de la lesión y su incremento de temperatura entre la zona lesionada y la no lesionada.

Tal y como se refleja en la tabla 16, la comparación de medias mediante el test de *t-Student para muestras relacionadas* establece diferencias significativas ($p < 0,05$) para los valores medios de temperatura de la piel entre la zona lesionada y la no lesionada en el caso de la artritis ($\Delta T = 1,2^{\circ}\text{C}$), condromalacia rotuliana ($\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$), contusión ($\Delta T = 0,6^{\circ}\text{C}$), los diferentes tipos de dolor ($\Delta T = 0,7^{\circ}\text{C}$), esguince ($\Delta T = 0,9^{\circ}\text{C}$), fractura ($\Delta T = 1,1^{\circ}\text{C}$), menisco ($\Delta T = 0,7^{\circ}\text{C}$), sinovitis ($\Delta T = 0,83^{\circ}\text{C}$) y tendinitis ($\Delta T = 0,65^{\circ}\text{C}$).

En el caso de los valores máximos de la temperatura de la piel, la lista se extiende para estos mismos valores además del caso del edema ($\Delta T = 0,6^{\circ}\text{C}$) y la artritis ($\Delta T = 1^{\circ}\text{C}$), y no muestra en este caso diferencias significativas en la temperatura máxima para las lesiones por fractura y sinovitis.

Tabla 16.- Comparación de medias por *t-Student de muestras relacionadas* de la temperatura media y máxima de la piel (media \pm D.E.) entre la zona lesionada y no lesionada en función del diagnóstico médico de la lesión.

| Diagnóstico de lesión | Valores medios Tpiel ($^{\circ}\text{C}$) | | | | | Valores máximos Tpiel ($^{\circ}\text{C}$) | | | | |
|-----------------------|---|----------------|------------|------|--------|--|----------------|------------|------|--------|
| | Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p | Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p |
| Artritis | 31,7 \pm 1,0 | 31,9 \pm 2,3 | -0,2 | -0,2 | =0,8 | 33,0 \pm 1,0 | 32,0 \pm 1,1 | 1 | 3,1 | < 0,05 |
| Artrosis | 32,4 \pm 1,0 | 31,2 \pm 0,8 | 1,2 | 3,7 | < 0,05 | 33,6 \pm 1,0 | 32,3 \pm 1,0 | 1,3 | 3,5 | < 0,05 |
| Bursitis | 32,2 \pm 0,7 | 29,9 \pm 2,0 | 2,3 | 2,5 | =0,23 | 34,4 \pm 0,7 | 31,0 \pm 1,6 | 3,4 | 2,1 | =0,28 |
| Condromalacia | 31,0 \pm 1,2 | 30,5 \pm 1,0 | 0,5 | 3,4 | < 0,05 | 32,5 \pm 0,9 | 31,5 \pm 1,2 | 1 | 2,6 | =0,05 |
| Contractura | 31,7 \pm 0,1 | 31,0 \pm 0,5 | 0,7 | 1,7 | =0,33 | 32,7 \pm 0,2 | 31,9 \pm 0,4 | 0,8 | 5,6 | =0,1 |
| Contusión | 32,9 \pm 1,0 | 32,3 \pm 1,1 | 0,6 | 8,7 | < 0,05 | 34,0 \pm 0,9 | 33,2 \pm 1,0 | 0,8 | 11,6 | < 0,05 |
| Dolor | 32,7 \pm 0,7 | 32,0 \pm 1,0 | 0,7 | 3,2 | < 0,05 | 33,6 \pm 0,5 | 32,9 \pm 0,8 | 0,7 | 2,6 | < 0,05 |
| Edema | 32,7 \pm 0,7 | 32,4 \pm 0,4 | 0,3 | 1,5 | =0,3 | 33,6 \pm 0,7 | 33,0 \pm 0,6 | 0,6 | 11,0 | =0,05 |
| Esguince | 31,8 \pm 1,4 | 30,9 \pm 1,4 | 0,9 | 6,4 | < 0,05 | 33,0 \pm 1,2 | 32,3 \pm 1,2 | 0,7 | 4,7 | < 0,05 |
| Fractura | 32,4 \pm 1,4 | 31,3 \pm 1,7 | 1,1 | 4,4 | < 0,05 | 33,1 \pm 1,8 | 32,6 \pm 1,0 | 0,5 | 1,2 | =0,22 |
| Ganglio | 32,5 \pm 0,0 | 29,0 \pm 0,0 | 3,5 | - | - | 32,4 \pm 0,0 | 32,2 \pm 0,0 | 2,2 | - | - |
| Lipoma | 33,6 \pm 0,0 | 32,4 \pm 0,0 | 1,2 | - | - | 34,4 \pm 0,0 | 34,1 \pm 0,0 | 0,3 | - | - |

| | | | | | | | | | | |
|--------------------|-------------------|-------------------|-------------|-------------|------------------|-------------------|-------------------|------------|-------------|------------------|
| <i>Luxación</i> | 31,9 ± 0,0 | 30,7 ± 0,0 | 1,2 | - | - | 32,6 ± 0,0 | 31,1 ± 0,0 | 1,5 | - | - |
| <i>Menisco</i> | 32,0 ± 1,4 | 31,3 ± 1,2 | 0,7 | 3,2 | < 0,05 | 33,1 ± 1,3 | 32,4 ± 1,3 | 0,7 | 2,7 | < 0,05 |
| <i>Periostitis</i> | 32,3 ± 0,0 | 32,8 ± 0,0 | -0,5 | - | - | 33,5 ± 0,0 | 34,3 ± 0,0 | -0,8 | - | - |
| <i>Rotura</i> | 31,9 ± 1,2 | 31,0 ± 0,8 | 0,85 | 1,6 | =0,16 | 33,3 ± 1,5 | 32,4 ± 0,4 | 0,9 | 1,3 | =0,22 |
| <i>Sinovitis</i> | 31,7 ± 1,4 | 30,9 ± 0,7 | 0,83 | 2,5 | < 0,05 | 32,8 ± 1,3 | 32,3 ± 0,8 | 0,5 | 1,3 | =0,2 |
| <i>Tendinitis</i> | 32,2 ± 1,2 | 31,6 ± 1,3 | 0,65 | 3,5 | < 0,05 | 33,5 ± 1,2 | 32,9 ± 1,2 | 0,6 | 2,7 | < 0,05 |
| <i>Otros</i> | 31,6 ± 1,7 | 31,8 ± 1,8 | | -0,6 | =0,5 | 32,7 ± 1,4 | 31,8 ± 1,8 | 0,9 | -0,9 | =0,3 |
| Total | 32,1 ± 1,3 | 31,4 ± 1,4 | 0,7 | 7,08 | < 0,05 | 33,2 ± 1,2 | 32,5 ± 1,2 | 0,7 | 7,92 | < 0,05 |

5.2.4. RESULTADOS POR TIEMPO DE EVOLUCIÓN DE LA LESIÓN

Por días de evolución de la lesión, en el momento del registro de temperatura mediante TI, las lesiones crónicas evaluadas supusieron un 38,8% de los casos, seguidas de las lesiones de duración corta (36,6%), entre 2 y 3 días de evolución (ver Tabla 17).

Tabla 17.- Frecuencia por días de evolución con que se registra la lesión, en número (n) y porcentaje (%).

| Días de evolución de la lesión | Frecuencia (n) | Porcentaje (%) |
|---------------------------------------|----------------|----------------|
| <i>Aguda</i> | 9 | 6,7 % |
| <i>Duración corta (2-3 días)</i> | 49 | 36,6 % |
| <i>Duración media (4-7 días)</i> | 24 | 17,9 % |
| <i>Crónica (más de 7 días)</i> | 52 | 38,8 % |

La comparación de los valores de temperatura de la piel medios y máximos de la zona lesionada y no lesionada en función a los días de evolución de la lesión se muestran en la tabla 18.

Los resultados establecen diferencias significativas ($p < 0,05$) en el incremento de temperatura media para cada una de las distintas clasificaciones de evolución de la lesión, con una relación inversamente proporcional entre temperatura y duración, es decir, cuanto menor tiempo había transcurrido tras la lesión mayor diferencia térmica presentaba. Así, las lesiones agudas con menos de 1 día de evolución presentaban un incremento de temperatura ($\Delta T = 1,1^{\circ}\text{C}$) mayor que las lesiones con una evolución de entre 1 y 3 días ($\Delta T = 0,9^{\circ}\text{C}$) y a su vez éstas presentaban mayor diferencia de temperatura que las que tenían

una evolución de entre 4 y 7 días ($\Delta T = 0,7^{\circ}\text{C}$). Las lesiones crónicas con más de 7 días de evolución presentaban el incremento de temperatura menor ($\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$).

Tabla 18.- Comparación de medias por *t-Student de muestras relacionadas* de la temperatura media y máxima de la piel (media \pm D.E.) entre la zona lesionada y no lesionada en función del tiempo de evolución de la lesión.

| Evolución de la lesión | Valores medios Tpiel ($^{\circ}\text{C}$) | | | | | Valores máximos Tpiel ($^{\circ}\text{C}$) | | | | |
|------------------------|---|----------------|------------|------|--------|--|----------------|------------|------|--------|
| | Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p | Lesionada | No lesionada | ΔT | t | p |
| Aguda | 31,0 \pm 1,1 | 30,1 \pm 1,3 | 1,1 | 3,2 | < 0,05 | 32,3 \pm 2,1 | 31,9 \pm 0,6 | 0,4 | 0,75 | = 0,47 |
| Duración corta | 32,2 \pm 1,3 | 31,3 \pm 1,3 | 0,9 | 8,1 | < 0,05 | 33,4 \pm 1,2 | 32,5 \pm 1,1 | 0,9 | 6,1 | < 0,05 |
| Duración media | 32,0 \pm 1,1 | 31,3 \pm 1,2 | 0,7 | 2,9 | < 0,05 | 33,1 \pm 1,0 | 32,6 \pm 1,1 | 0,5 | 3,2 | < 0,05 |
| Crónica | 32,2 \pm 1,2 | 31,7 \pm 1,6 | 0,5 | 2,3 | < 0,05 | 33,3 \pm 1,1 | 32,6 \pm 1,3 | 0,7 | 5,0 | < 0,05 |
| Total | 32,1 \pm 1,3 | 31,4 \pm 1,4 | 0,7 | 7,08 | < 0,05 | 33,2 \pm 1,2 | 32,5 \pm 1,2 | 0,7 | 7,92 | < 0,05 |

Sin embargo, para los valores de temperatura máximos, las diferencias significativas se hallaron en las lesiones con una duración de entre 1 y 3 días ($\Delta T = 0,9^{\circ}\text{C}$), en las que tenían una duración media entre 4 y 7 días ($\Delta T = 0,5^{\circ}\text{C}$) y las lesiones crónicas de más de 7 días ($\Delta T = 0,7^{\circ}\text{C}$), siendo esta diferencia de temperatura mayor en las lesiones de duración corta.

Se realizó a su vez el test *ANOVA de un factor* a fin de conocer si los valores medios y máximos de la temperatura de la piel se comportaban de diferente forma en función de los días de evolución de la lesión.

Los descriptivos mostraron, para un intervalo de confianza del 95%, que los valores de temperatura se comportaban igual en función de los días de evolución de la lesión, excepto para la temperatura media de la zona no lesionada que mostraba valores menores (29-31 $^{\circ}\text{C}$), donde la muestra era significativamente menor que en el resto de grupos (n=9).

Se comprobó la homogeneidad de varianzas a través del *test de Levene*, para un nivel de significación $\alpha = 5\%$.

En cuanto a la igualdad de muestras poblacionales, la temperatura media de la zona no lesionada es significativamente diferente al resto ($p < 0,05$); se rechaza la igualdad de medias para los valores medios de la temperatura de la piel en la zona no lesionada.

Tras la realización del contraste *post-hoc*, estadísticos de Tukey, entre grupos de temperatura media de la zona no lesionada, se observa que $p < 0,05$ entre el grupo de lesiones agudas y crónicas.

Así, la media poblacional de la temperatura media en la zona no lesionada para lesiones de evolución aguda es entre 0,26 y 2,9°C menor que en las lesiones crónicas del mismo grupo.

6. DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

En datos generales, el incremento de temperatura medio de la piel entre la zona lesionada y no lesionada fue $\Delta T = 0,7^{\circ}\text{C}$, tanto para los valores de temperatura medios como para los valores máximos.

Si revisamos la literatura, los primeros artículos al respecto hacen referencia a diferencias de temperatura entre áreas de entre 2 y 3°C (92, 93). Watmough en 1970, afirmó que los incrementos de temperatura de más de 2°C eran claros indicativos de una anomalía fisiológica. Años más tarde, en 1985, varios autores establecen el límite superior de normalidad en 1°C (94, 95).

En 1988, Uematsu propone el uso informático como soporte a la TI a fin de proporcionarle mayor objetividad a la técnica en sus evaluaciones; así consigue calcular las diferencias térmicas entre zonas homólogas y proponer un grado de asimetría termal para cada zona (96), declarando diferencias térmicas en condiciones normales para la extremidad inferior entre $0,12^{\circ}\text{C} \pm 0,1$ y $0,38^{\circ}\text{C} \pm 0,3$ (cara posterior de rodilla y dorso del pie respectivamente) en pacientes con dolor crónico.

Estudios más recientes valoran que cualquier incremento de temperatura superior a $0,5^{\circ}\text{C}$ entre dos segmentos corporales homólogos, es sospecha de déficit funcional anatómico (97, 98); valor compatible a los obtenidos en este estudio.

En general, los datos han permanecido en constante cambio en función de los avances tecnológicos de cada época, solo hay que revisar los datos más relevantes de la mayoría de los estudios: Feldman, 1984, data un incremento máximo de temperatura en $0,62^{\circ}\text{C}$ (95); Uematsu, 1985, en $0,5^{\circ}\text{C}$ (94); Ben-Eliyahu en 1992 considera que cualquier valor por encima de 1°C es un indicador patológico (99); en 1999, Zhu y Xin establecen el incremento de temperatura máximo entre personas de raza china en $1,8^{\circ}\text{C}$ (100); y años más tarde, en 2011, Kolosovas-Machuca establece un perfil térmico máximo de $0,7^{\circ}\text{C}$ en niños mexicanos (101).

Es obvio que la constante evolución tecnológica afecta positivamente en la precisión y sensibilidad de las cámaras termográficas, incrementando su fiabilidad y la objetividad de los datos que se obtienen.

6.1. POR LOCALIZACIÓN DE LA LESIÓN

Los resultados obtenidos en función de la localización de la lesión son valores válidos si los comparamos a la mayoría de los estudios anteriormente mencionados y, aunque los valores totales de la temperatura media y máxima son algo diferentes, los valores entre área lesionada y no lesionada para cada localización, son similares.

Es interesante la diferencia negativa de temperatura entre la extremidad inferior lesionada y la no lesionada de la máxima ($\Delta T = -0,2^{\circ}\text{C}$) y la media ($\Delta T = -0,2^{\circ}\text{C}$) en el caso de la pierna; esto se podría explicar porque en los casos de la pierna ($n=11$) los pacientes lesionados mayoritariamente habrían suplido la función musculo-esquelética del lado afecto con la del lado no afecto, por lo cual, la temperatura media y máxima estaría ligeramente más elevada en la extremidad inferior no lesionada, así, habría una desactivación de la musculatura del lado lesionado y una sobreutilización de la del lado no lesionado, tal y como explican Ring y Ammer (18).

Además, en la mayoría de los casos de la pierna se trataba de casos crónicos ($n=5$) o de una duración media de entre 4 y 7 días de evolución ($n=4$), lo que térmicamente se traduce en áreas hipotérmicas debido a la disminución de la contracción muscular y, por tanto, a una disminución de la producción de calor (18).

En general, la TI detectó las lesiones producidas en pie y rodilla indicando valores significativos tanto para la temperatura media como máxima; sin embargo, las lesiones producidas en el tobillo solo fueron detectadas por la temperatura máxima de la piel.

En ocasiones, la convexidad de determinadas superficies puede influir en los resultados, alterando los valores (102, 103).

Los valores elevados de desviación estándar (alrededor de 1°C) para la mayoría de las lesiones, indicaron una gran variabilidad de las condiciones fisiopatológicas de los sujetos integrantes del estudio.

Son numerosos los estudios que definen una anormalidad o variación fisiológica / anatómica en función de la temperatura, y establecen el límite superior de normalidad entre $0,5$ y $0,7^{\circ}\text{C}$ (10, 19).

6.2. POR TIPOLOGÍA DE LA LESIÓN

Los resultados muestran un gran especificidad para las lesiones de tipo articular y tendinosa tanto para los valores medios como máximos de la temperatura de la piel. Sin embargo, la lesión ósea (n=14) era significativa en cuanto a la temperatura media de la piel pero no para su valor máximo.

Más de la mitad de los casos registrados de lesiones en la extremidad inferior (66,4%) tenían su origen en una lesión articular, por lo que la frecuencia de lesiones en el resto de las categorías fue menor; este hecho habría podido influir en la ausencia de valores significativos en el resto de categorías. Como ejemplo de ello, es el caso de las lesiones de tipo neural (n=2) y vascular (n=1), cuya muestra considerablemente pequeña, da lugar a una significación que, o bien no es válida o bien no muestra diferencias en el comportamiento de las medias.

En este caso como en el anterior, las temperaturas negativas para la lesión de origen neural ($\Delta T = -0,3^{\circ}\text{C}$) y la de tipo vascular ($\Delta T = -1,2^{\circ}\text{C}$) podrían explicarse por una infrautilización de la musculatura afectada causada por una neuralgia, en este caso además de carácter crónico, y por una disminución del flujo sanguíneo causado por una insuficiencia venosa, lo que conlleva a un círculo cerrado de contracción muscular y retorno venoso deficitarios (104).

6.3. POR DIAGNÓSTICO MÉDICO DE LESIÓN

Según el diagnóstico, la TI muestra diferencias claramente significativas en varias de las patologías diagnosticadas: artrosis, condromalacia rotuliana, contusión, dolor, esguince, fractura, meniscopatía, sinovitis y tendinitis. Además, las temperaturas máximas muestran relevancia de la TI para lesiones con edema y artritis.

La temperatura media entre la extremidad inferior lesionada y la no lesionada para el caso de la artritis refleja una diferencia de temperatura negativa ($\Delta T = -0,2^{\circ}\text{C}$). Para los casos de artritis (n=11) la evolución de la lesión era principalmente entre 2 y 3 días (63,6% de los casos registrados), y la mayoría de los casos presentaba lesión localizada en el pie (54,5%), con un perfil masculino (54,5%) mayor de 40 años (27,3%). Una reducción de la temperatura también se ha asociado a trastornos músculo-esqueléticos; de hecho, Eliyahu describe patrones fríos alrededor de un esguince de tobillo, indicativo de un peor pronóstico y un tiempo de recuperación necesario mayor (28).

Se sabe que las zonas centrales del cuerpo guardan una mayor temperatura frente a las zonas más distales, ya que las primeras contienen órganos vitales que en muchos de los casos generan una gran cantidad de calor metabólico (105); y así como los patrones inflamatorios conducen a una hipertermia, la degeneración articular conduce a una reducción de la actividad muscular y a una pobre perfusión sanguínea causando un patrón hipotérmico en la zona lesionada (8).

6.4. POR TIEMPO DE EVOLUCIÓN DE LA LESIÓN

Como ya se ha explicado anteriormente, las lesiones agudas muestran patrones térmicos con mayor temperatura debido al proceso inflamatorio en un estadio temprano de la lesión, mientras que según avanza la cronicidad de las lesiones, las imágenes termográficas se representan mediante patrones más hipotérmicos, esto se debe a una disminución de la contracción muscular por mecanismos antiálgicos y, por tanto, a una disminución de la producción de calor en la zona. Diversos estudios también han demostrado que existe un descenso de la temperatura en áreas adyacentes a la articulación lesionada como consecuencias a la limitación voluntaria del movimiento por la inflamación o dolor presentes (18).

En los resultados de nuestro estudio, es interesante reseñar que la media de las lesiones crónicas, tanto para temperaturas medias como máximas, es mayor que para las lesiones agudas lo que contradice el hecho anterior. Esto se explica porque, a pesar de recoger la muestra en un servicio de urgencias donde sería lo más lógico que el número de lesiones agudas fuera superior al resto, éstas solo supusieron un 6,7% del total de las lesiones registradas, mientras que las lesiones crónicas fueron las de mayor afluencia en el periodo de toma de datos con casi un 40% sobre el total de lesiones. Así, la evolución de las lesiones es inversamente proporcional a la temperatura.

Del casi 7% de lesiones agudas (n=9), el 66,7% fueron lesiones de origen articular, principalmente en rodilla (33,3%) y tobillo (33,3%). El 55,6% fueron mujeres de diferentes edades.

Las lesiones crónicas supusieron un 38,8% del total (n=52), produciéndose un 50% en rodilla y un 25% en el pie. Más de la mitad de las lesiones eran de origen articular (57,7%), y el 17% con un diagnóstico médico de tendinitis, seguido por meniscopatías (9,6%) y artrosis (9,6%). En su mayoría se trataba de hombres (57,7% de los casos) de edades comprendidas entre 8 y 76 años.

7. CONCLUSIÓN

7. CONCLUSIÓN

Tras el análisis de los datos obtenidos en el estudio, podemos establecer las siguientes conclusiones:

El análisis descriptivo de las lesiones registradas, muestra que:

- En función de la localización de las lesiones, la rodilla fue, con un 39,6% de las lesiones registradas, la región corporal más afectada. El 50,9% de las lesiones de rodilla fueron en la extremidad inferior izquierda.
- En función de la tipología de la lesión, el 66,4% de las lesiones atendidas fueron de origen articular; seguidas de las lesiones de tipo tendinosos en un 11,9%.
- Dentro de las lesiones de origen articular, el esguince fue el diagnóstico médico más común en un 23,6% de los casos, seguido de las meniscompatías en un 13,5% de las lesiones articulares.
- Con respecto al diagnóstico médico, un 15,7% de las lesiones totales registradas eran esguinces.
- Y por días de evolución de la lesión, el 38,8% eran lesiones crónicas con una evolución superior a los 7 días.

Según el perfil térmico de las lesiones registradas.

- El perfil térmico de las lesiones en función de su localización, tipología, diagnóstico y evolución, guarda cierta similitud tanto en las temperaturas medias como en las máximas registradas.
- En función de la localización, la zona corporal con mayor promedio de temperatura media y máxima es la rodilla. Y las de menor promedio son lesiones registradas en la pierna.

- Respecto a la tipología, las lesiones con mayor diferencia de temperatura media o máxima son las lesiones óseas seguidas de las lesiones de tipo articular. Las lesiones de origen vascular recogen el promedio térmico más bajo.
- En cuanto al diagnóstico médico, la media de temperatura más alta se da en el caso de la artrosis, el esguince y la fractura; y el promedio menor de temperatura es en el caso de periostitis.
- En función de los días de evolución de la lesión, la duración y la temperatura se comportan de manera inversamente proporcional, es decir, cuantos más días de evolución padece la lesión, menor es la temperatura registrada.

Para finalizar, podemos concluir que los resultados generales parecen indicar que la TI podría ser una herramienta útil para el apoyo en el diagnóstico de lesiones de origen músculo-esquelético en la extremidad inferior, proporcionando una información inicial para derivar a la realización de otro test médico más concluyente.

Se podría destacar el gran valor clínico de la termografía y su alta sensibilidad para detectar patologías de origen músculo-esquelético, así como su gran contribución en la patogénesis y diagnóstico de lesiones definiendo la extensión de la lesión y localizando áreas térmicas anormales, lo que la convierte en un gran soporte adicional en la práctica clínica.

8. REFERENCIAS

8. REFERENCIAS

1. Fernández RB, Morillo GJ. Atención enfermera en urgencias y emergencias 2004. Available from: <https://www.enfermeria21.com>.
2. SIAP. Actividad Asistencial Urgente en Atención Primaria del S.N.S. 2011 [cited 2012 21/11/2012]. Available from: <http://www.msssi.es/estadEstudios/estadisticas/estadisticas/estMinisterio/siap.htm>.
3. Real Decreto-ley 16/2012, de 20 de abril, de medidas urgentes para garantizar la sostenibilidad del Sistema Nacional de Salud y mejorar la calidad y seguridad de sus prestaciones., (2012).
4. M.J.E. Una radiografía vale 20 euros y una ecografía, 65. Diario de Navarra. 2010.
5. Ministerio de Sanidad SSeI, inventorRecursos del SNS2010.
6. Akimov EB, Andreev RS, Kalenov YN, Kirdin AA, Son'kin VD, Tonevitsky AG. The human thermal portrait and its relations with aerobic working capacity and the blood lactate level. Human Physiology. 2010;36(4):447-56.
7. Diakides NA, Bronzino JD. Medical Infrared Imaging. United States: Taylor & Francis; 2007.
8. Hildebrandt C, Raschner C, Ammer K. An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria. Sensors. 2010 May;10(5):4700-15. PubMed PMID: WOS:000278105100027.
9. Cooke WH, Morales G, Barrera CR, Cox P. Digital infrared thermographic imaging for remote assessment of traumatic injury. Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985). 2011 Dec;111(6):1813-8. PubMed PMID: 21940851. Epub 2011/09/24. eng.
10. Szentkuti A, Kavanagh HS, Grazio S. Infrared thermography and image analysis for biomedical use. Periodicum Biologorum. 2011 Dec;113(4):385-92. PubMed PMID: WOS:000300763200002.

11. Nahm FS. Infrared thermography in pain medicine. The Korean journal of pain. 2013 Jul;26(3):219-22. PubMed PMID: 23861995. Pubmed Central PMCID: PMC3710935. Epub 2013/07/19. eng.
12. Serway, Beichner. Física. 5ª ed. Mexico: McGraw Hill; 2002.
13. Incropera FP. Fundamentos de Transferencia de Calor. 4ª ed. México: Prentice Hall; 1999.
14. Astarita T, Cardone G, Carlomagno GM. Infrared thermography: An optical method in heat transfer and fluid flow visualisation. Optics and Lasers in Engineering. 2005 2006/4//;44(3-4):261-81.
15. Álvarez Díaz A. Fisiología de la termorregulación.
16. Arthur C. Guyton JEH. Tratado de Fisiología Médica. 10ª ed2001.
17. Lizarralde Palacios E, Gutiérrez Macías A, Martínez Ortiz de Zárate M. Alteraciones de la termorregulación. Emergencias. 2000 3/05/2000;12:192-207. Español.
18. Ring EF, Ammer K. Infrared thermal imaging in medicine. Physiological measurement. 2012 Mar;33(3):R33-46. PubMed PMID: 22370242. Epub 2012/03/01. eng.
19. Lee J, Lee J, Song S, Lee H, Lee K, Yoon Y, et al. Detection of Suspicious Pain Regions on a Digital Infrared Thermal Image using the Multimodal Function Optimization. 2008 30th Annual International Conference of the Ieee Engineering in Medicine and Biology Society, Vols 1-8. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Conference Proceedings. New York: Ieee; 2008. p. 4055-8.
20. López GR. Aplicación de la termografía infrarroja en la evaluación no destructiva de estructuras de madera. Valladolid: Universidad de Valladolid; 2010.
21. Maldague XP. Theory and practice of infrared technology for nondestructive testing. USA: John Wiley & Sons; 2001.
22. Balageas DL, editor Termografía Infrarroja: una técnica multifacética para la Evaluación No Destructiva (END). IV Conferencia Panamericana de END; 2007 22 al 26- Octubre-2007; Buenos Aires, Argentina.

23. Lee M, Cohen J. Rehabilitation medicine and thermography. Wilsonville, OR: Impress Publications; 2008.
24. Lyon R. The development of condition monitoring tools for the power generation industry. *Insight*. 2004;46(9):516-9. PubMed PMID: WOS:000223789600009.
25. Sham FC, Chen N, Long L. Surface crack detection by flash thermography on concrete surface. *Insight*. 2008;50(5):240-3. PubMed PMID: WOS:000258115800001.
26. Viale M, Martin O, Muratori F, Bertezolo U, Perez J, Partemio C, et al. Application of on-line infrared thermography in steel making industry - art. no. 65410H. *Thermosense XXIX*. 2007;6541:H5410-H. PubMed PMID: WOS:000248064600012.
27. Autio E, Neste R, Airaksinen S, Heiskanen ML. Measuring the heat loss in horses in different seasons by infrared thermography. *J Appl Anim Welf Sci*. 2006;9(3):211-21. PubMed PMID: 17112332. Epub 2006/11/23. eng.
28. BenEliyahu D. Infrared thermography and the sports injury practice. *Dynamic Chiropractic*. 1992;10(7).
29. Gautherie M, Haehnel P, Walter JP, Keith LG. Thermovascular changes associated with in situ and minimal breast cancers. Results of an ongoing prospective study after four years. *J Reprod Med*. 1987 Nov;32(11):833-42. PubMed PMID: 3430492. Epub 1987/11/01. eng.
30. Isard HJ, Becker W, Shilo R, Ostrum BJ. Breast thermography after four years and 10000 studies. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med*. 1972 Aug;115(4):811-21. PubMed PMID: 5054275. Epub 1972/08/01. eng.
31. Kulesza O, Rzeczkowski M, Kaczorowski M. Thermography and its practical use in equine diagnostics and treatment. *Medycyna Weterynaryjna*. 2004;60(11):1143-6. PubMed PMID: WOS:000224821700002.
32. Leclaire R, Esdaile JM, Jequier JC, Hanley JA, Rossignol M, Bourdouxhe M. Diagnostic accuracy of technologies used in low back pain assessment - Thermography, triaxial dynamometry, spinoscopy, and clinical examination. *Spine*. 1996;21(11):1325-30. PubMed PMID: WOS:A1996UM65900009.

33. Ng E, Acharya R. Remote-sensing infrared thermography. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 2009 Jan-Feb;28(1):76-83. PubMed PMID: 19150773. Epub 2009/01/20. eng.
34. Turner TA. Thermography as an aid to the clinical lameness evaluation. *Vet Clin North Am Equine Pract*. 1991 Aug;7(2):311-38. PubMed PMID: 1933566. Epub 1991/08/01. eng.
35. Busoni F, Romagnoli C, Bagnolesi P, Gemignani G. Echography and computerized telethermography. *Radiology Medical*. 1988;76(1-2):44-7.
36. Devereaux M, Parr G, Lachmann S, Page-Thomas P, Hazleman B. Thermographic diagnosis in athletes with patellofemoral arthralgia. *Journal of Bone and Joint Surgery-(Br)*. 1986;68(1):42-4.
37. Garagiola U, Giani E. Use of telethermography in the management of sports injuries. *Sports Medicine*. 1990;10(4):267-72.
38. Keyl W, Lenhart P. Thermography in sport injuries and lesions of the locomotor system due to sport. *Fortschr Medicine* 1975;23(93(3)):124-6. Deutsch.
39. Berz R, Sauer H. The medical use of Infrared-Thermography; History and recent applications. In: Deutsche Gesellschaft für Zerstörungsfreie Prüfung e.V. D, editor. *Thermographie Kolloquium; 27th and 28th september 2007; Univesität Stuttgart: Deutsche Gesellschaft für Zerstörungsfreie Prüfung e.V., DGZfP; 2007. p. 12.*
40. Gómez PM, Sillero M, Noya J, Pastrano R, editors. *Infrared Thermography as an injury prevention method in soccer. XXX FIMS World Congress of Sports Medicine; 2008 From 18th to 23rd november 2008; Barcelona, Spain: Archivos de Medicina del deporte.*
41. Sands WA, McNeal JR, Stone MH. Thermal imaging and gymnastics injuries: a means of screening and injury identification. *Science of Gymnastics Journal*. 2011;3(2):5-12.
42. Szentkuti A, SKALA KAVANAGH H, Grazio S. Infrared thermography and image analysis for biomedical use. *Periodicum biologorum*. 2011;113(4):385-92.

43. Devereaux M, Parr GR, Lachmann SM, Page-Thomas P, Hazleman BL. The diagnosis of stress fractures in athletes. JAMA. 1984 Jul 27;252(4):531-3. PubMed PMID: 6737649. Epub 1984/07/27. English.
44. Giani E, Rochi L, Tavoni A, Montanari M, Garagiola U. Telethermographic evaluation of NSAIDs in the treatment of sports injuries. . Medicine & Science in Sports & Exercise. 1989;21(1):1-6.
45. Markel AL, Vainer BG. Infrared thermography in diagnosis of breast cancer (review of foreign literature). Ter Arkh. 2005;77(10):57-61. PubMed PMID: 16320687. Epub 2005/12/03. rus.
46. Ng E. A review of thermography as promising non-invasive detection modality for breast tumor. International Journal of Thermal Sciences. 2009;48(5):849-59.
47. Santa Cruz GA, González SJ, Bertotti J, Marín J. First application of dynamic infrared imaging in boron neutron capture therapy for cutaneous malignant melanoma. Med Phys. 2009 36(10):4519-29.
48. Tham TC, Silke B, Taylor SH. Comparison of central and peripheral haemodynamic effects of dilevalol and atenolol in essential hypertension. J Hum Hypertens. 1990 Jun;4 Suppl 2:77-83. PubMed PMID: 2370647. Epub 1990/06/01. eng.
49. Ribera V. Síndrome del dolor regional complejo Tipo I (DSR) y Tipo II (Causalgia)2008. Available from: www.scartd.org/arxiu/causalgias01.pdf.
50. Werdehausen R, Braun S, Hermanns H, Freynhagen R, Lipfert P, Stevens MF. Uniform distribution of skin-temperature increase after different regional-anesthesia techniques of the lower extremity. Reg Anesth Pain Med. 2007;32(1):73-8.
51. Rumiński J, Kaczmarek M, Renkielska A, Nowakowski A. Thermal parametric imaging in the evaluation of skin burn depth. IEEE Trans Biomed Eng. 2007;54(2):303-12.
52. Manginas A, Andreanides E, Leontiadis E, Sfyraakis P, Maounis T, Degiannis D, et al. Right ventricular endocardial thermography in transplanted and coronary artery disease patients: first human application. J Invasive Cardiol. 2010;22(9):400-4.

53. Song C, Tang B, Campbell PA, Cuschieri A. Thermal spread and heat absorbance differences between open and laparoscopic surgeries during energized dissections by electrosurgical instruments. *Surg Endosc.* 2009;23(11):2480-7.
54. Kempieńska-Podhorodecka A, Szydlowski Ł, Knap O, Parafiniuk M. Application of thermovision in forensic medicine on the basis of the research carried out in Forensic Medicine Department, Pomeranian Medical University in Szczecin. *Ann Acad Med Stetin.* 2007;53(Suppl 2):107-12.
55. Di Carlo A. Thermography and the possibilities for its applications in Clinical and experimental dermatology. *Clinics in Dermatology.* 1995;15(6):29-36.
56. Fernández I, Gómez PM, Sillero M. Aplicaciones de la termografía al ámbito deportivo. In: Sillero Quintana M, Gómez Carmona PM, editors. *Termografía deportiva Curso básico de termografía como medio para la prevención y seguimiento de lesiones.* Madrid: ADELEF; 2010.
57. Anbar M. Computerized thermography. The emergence of a new diagnostic imaging modality. *Int J Technol Assess Health Care.* 1987;3(4):613-21. PubMed PMID: 10285727. Epub 1986/12/11. eng.
58. Hardy JD. The radiating power of human skin in the infra-red. *Am J Physiol.* 1939;127(3 %U <http://ajplegacy.physiology.org> %8 September 30, 1939):454-62.
59. Ring E, Ammer K. The Technique of Infrared Imaging in Medicine. *Thermology International.* 2000;10(1):7-14. Epub january 2000. English.
60. IACT. Thermology Guidelines. Standards and protocolos in Clinical Thermography Imaging2002 2009/04/13:[9 p.]. Available from: <http://www.iact-org.org/professionals/thermog-guidelines.html>.
61. Mannara G, Salvatori GC, Pizzuti GP. Ethyl alcohol induced skin temperature changes evaluated by thermography. Preliminary results. *Boll Soc Ital Biol Sper.* 1993 Oct;69(10):587-94. PubMed PMID: 8198799. Epub 1993/10/01. eng.
62. Quinlan P. Effects of hot tea, coffee and water ingestion on physiological responses and mood: the role of caffeine, water and beverage type. *Psychopharmacology.* 1997;134(2):164-71.

63. Tagliabue A. Coffee induced thermogenesis and skin temperature. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 1994;18(8):537-41.
64. Gershon-Cohen J, Borden AG, Hermel MB. Thermography of extremities after smoking. *Br J Radiol*. 1969 Mar;42(495):189-91. PubMed PMID: 5765694. Epub 1969/03/01. eng.
65. Gershon-Cohen J, Haberman JD. Thermography of smoking. *Arch Environ Health*. 1968 May;16(5):637-41. PubMed PMID: 5652385. Epub 1968/05/01. eng.
66. Usuki K, Kanekura T, Aradono K, Kanzaki T. Effects of nicotine on peripheral cutaneous blood flow and skin temperature. *J Dermatol Sci*. 1998 Mar;16(3):173-81. PubMed PMID: 9651814. Epub 1998/07/04. eng.
67. Paulson J. Nicotine exacerbates brain edema during in vitro and in vivo focal ischemic conditions. *J Pharmacol Exp Ther*. 2010;332(2):371-9.
68. Akkurt D. Nicotine and elevated body temperature reduce the complexity of the genioglossus and diaphragm EMG signals in rats during early maturation. *J Neural Eng*. 2009;6(5):1-8.
69. Ring E, Porto L, Bacon P. Quantitative thermal imaging to assess inositol nicotinate treatment for Raynaud's syndrome. *J Int Med Res*. 1981;9(6):393-400. PubMed PMID: 7319129. Epub 1981/01/01. eng.
70. Ring E, Phillips B. Recent advances in medical thermology. New York: Plenum Press; 1984. xvii, 706 p. p.
71. Lecerof H, Bornmyr S, Lilja B, De Pedis G, Hulthen UL. Acute effects of doxazosin and atenolol on smoking-induced peripheral vasoconstriction in hypertensive habitual smokers. *J Hypertens Suppl*. 1990 Sep;8(5):S29-33. PubMed PMID: 1981074. Epub 1990/09/01. eng.
72. Reinberg A. Circadian changes in the temperature of human beings. *Bibl Radiol*. 1975 (6):128-39. PubMed PMID: 1101884. Epub 1975/01/01. eng.
73. Federspil G, La Grassa E, Giordano F, Macor C, Presacco D, Di Maggio C. Studio della termogenesi indotta dalla dieta mediante teletermografia nel soggetto normale e

nell'obeso. *Recenti Prog Med*. 1989 Sep;80(9):455-9. PubMed PMID: 2595075. Epub 1989/09/01. Italiano.

74. Shlygin GK, Lindenbraten LD, Gapparov MM, Vasilevskaia LS, Ginzburg LI, Sokolov AI. Radiothermometric research of tissues during the initial reflex period of the specific dynamic action of food. *Med Radiol (Mosk)*. 1991;36(5):10-2. PubMed PMID: 2034096. Epub 1991/01/01. Radiotermometricheskoe issledovanie tkanei v nachal'nyi reflektorny period spetsificheskogo dinamicheskogo deistviia pishchi. Ruso.

75. Hejazi S, Anbar M. Effects of topical skin treatment and of ambient light in infrared thermal images. *Biomedical Thermology*. 1993;12:300-5.

76. Ammer K. The influence of antirheumatic creams and ointments on the infrared emission of the skin. In: Benkö I, Balogh A, Kovacsics I, Lovak I, editors. *Abstracts of the 10th International Conference on Thermogrammetry and Thermal engineering in Budapest 18-20th june 1997*. Budapest: MATE; 1997. p. 177-81.

77. Harrison GI, Young AR, McMahon SB. Ultraviolet radiation-induced inflammation as a model for cutaneous hyperalgesia. *J Invest Dermatol*. 2004 Jan;122(1):183-9. PubMed PMID: 14962107. Epub 2004/02/14. eng.

78. Danz J, Callies R. Infrarothermometrie bei differenzierten Methoden der Niederfrequenztherapie. *Physiother*. 1979 (31):35-9.

79. Mayr H, Thür H, Ammer K. Electrical stimulation of the Stellate Ganglia. In: Ammer K, Ring E, editors. *The thermal image in Medicine and Biology*. Wien Uhlen: Verlag; 1995. p. 2006-209.

80. Rusch D, Kiesselbach G. Comparative thermographic assessment of lower leg baths in medicinal mineral waters (Nauheim springs). In: Ring EFJ, Phillips B, editors. *Recent advances in medical Thermology*. New York: Plenum Press; 1984. p. 535-40.

81. Danz J, Callies R. Thermometrische Untersuchungen bei unterschiedlichen Ultraschallintensitäten. *Physiother*. 1978;30:235-340. Deutsch.

82. Goodman P, Foote J, Smith R. Detection of intentionally produced thermal artifacts by repeated thermographic imaging. *Thermology*. 1991 (3):253-60.

83. Rathklob O, Schartelmüller T, Hein L, Ammer K. Hauttemperatur am Kniegelenk nach Kaltluftbehandlung. *Thermol Österr.* 1991 (1):9-14.
84. Ammer K. Occurence of hyperthermia after ice massage. *Thermol Österr.* 1996 (6):17-20.
85. Danz J, Callies R. Einfluß einer abgestuften Vakuumsaugmassage auf die Hauttemperatur. *Physiother.* 1981;33:85-92. Deutsch.
86. Ring E, Barker J, Harrison R. Thermal effects of pool therapy on the lower limbs. *Thermology.* 1989;3:127-31. English.
87. Williams JR. The Declaration of Helsinki and public health. *Bull World Health Organ.* 2008 Aug;86(8):650-2. PubMed PMID: 18797627. Pubmed Central PMCID: 2649471. Epub 2008/09/18. eng.
88. World-Medical-Association. World Medical Association Declaration of Helsinki 2004 [15-09-2011]. Available from: <http://www.wma.net/e/policy/b3.htm>.
89. Ammer K. Low muscular activity of the lower leg in patients with a painful ankle. *Thermol Österr.* 1995 (5):103-7.
90. Hejazi S, Wobschall DC, Spangler RA, Anbar M. Scope and limitations of thermal imaging using multiwavelength infrared detection. *Optical Engineering.* 1992;31(11):2383-93. PubMed PMID: WOS:A1992JY02400014.
91. Kainz A. Quantitative Überprüfung der Massgewirkung mit Hilfe der IR-Thermographie. *Thermol Österr.* 1993 (3/2):79-83.
92. Draper J, Boag J. The calculation of skin temperature distribution in thermography. *Phys Med Biol.* 1971;16:201-11.
93. Watmough D, Fowler P, Oliver R. The thermal scanning of a curved isothermal surface implications for clinical thermography. *Phys Med Biol.* 1970;15:1-8.
94. Uematsu S. Thermographic imaging of cutaneous sensory segment patients with peripheral nerve injury. Skin-temperature stability between sides of the body. *J Neurosurg.* 1985;62:716-20.






95. Feldman F, Nickoloff E. Normal thermographic standards for the cervical spine and upper extremities. *Skeletal Radiol.* 1984;12:235-49.
96. Uematsu S, Edwin DH, Jankel WR, Kozixowski J, Trattner RT. Quantification of thermal asymmetry, Part I: Normal values and reproducibility. *J Neurosurg.* 1988;69:552-5.
97. Marins JCB, Fernandes AA, Cano SP, Moreira DG, da Silva FS, Costa CMA, et al. Thermal body patterns for healthy Brazilian adults (male and female). *Journal of Thermal Biology.* 2014 5//;42(0):1-8.
98. Verdasca R. Symmetry of temperature distribution in the upper and the lower extremities. *Thermology International.* 2008;18(4):154. English.
99. BenEliyahu D. Infrared thermographic imaging in the detection of sympathetic dysfunction in patients with patellofemoral pain syndrome. *J Manipulative Physiol Ther.* 1992 Mar-Apr;15(3):164-70. PubMed PMID: 1573345. Epub 1992/03/01. eng.
100. Zhu WP, Xin XR. Study on the distribution pattern of skin temperature in normal Chinese and detection of the depth of early burn wound by infrared thermography. In: Chen CT, Lee RC, Shih JX, Zhong MH, editors. *Occupational Electrical Injury: An International Symposium.* Annals of the New York Academy of Sciences. 8881999. p. 300-13.
101. Kolosovas-Machuca ES, Gonzalez FJ. Distribution of skin temperature in Mexican children. *Skin Research and Technology.* 2011 Aug;17(3):326-31. PubMed PMID: WOS:000293274300010.
102. Fernández-Cuevas I, Marins JC, Carmona PG, García-Concepción MA, Lastras JA, Quintana MS. Reliability and reproducibility of skin temperature of overweight subjects by an infrared thermography software designed for human beings. *Thermology International.* 2012;22(3):95-6.
103. Ammer K. Need for standardisation of measurements in thermal imaging. *Thermography and Lasers in Medicine Akademickie Centrum Graficzno-Marketigowe Lodart SA, Lodz.* 2003:13-8.
104. Cooke E, Pilcher M. Deep vein thrombosis: preclinical diagnosis by thermography. *British Journal of Surgery.* 1974;61(12):971-8.

105. Campbell I. Body temperature and its regulation. Anaesthesia & Intensive Care Medicine.9(6):259-63.


9. ANEXOS

9. ANEXOS


9.1. ANEXO I – CONSENTIMIENTO INFORMADO


| |
|---|
|      |
| <h3 style="margin: 0;">CONSENTIMIENTO INFORMADO</h3> <h4 style="margin: 0;">ESTUDIO CLÍNICO: VALIDACIÓN DE LA TERMOGRAFÍA COMO INSTRUMENTO DE APOYO AL DIAGNÓSTICO</h4> |
| <p>1. ¿Qué es y qué persigue este estudio? El estudio forma parte de un convenio de colaboración entre la Clínica CEMTRO, la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF-UPM) y PEMAGROUP con el objetivo de poder validar la termografía como instrumento de apoyo al diagnóstico traumatológico. El registro de imágenes termográficas es completamente inocuo, pues únicamente registra a distancia y sin ningún contacto, la radiación infrarroja que todos desprendemos. La cámara no emite ningún tipo de radiación.</p> <p>2. ¿Quién me va a realizar la prueba? La prueba será realizada por técnicos en termografía del grupo PEMAGROUP del Departamento de Deportes de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte – INEF de Madrid.</p> <p>3. Metodología empleada A cada paciente se le tomarán fotografías térmicas tanto de la zona supuestamente lesionada como de la zona sana antes de pasar por el especialista de urgencias.</p> <p>4. Confidencialidad y Protección de Datos de Carácter Personal Para llevar a cabo el proyecto será preciso que representantes de la universidad manejen algún dato suyo. Con este documento usted comprende y consiente que sus datos sean manejados por el equipo investigador comprometiéndose éste a mantenerlos en la más estricta confidencialidad. De acuerdo con la ley 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal los datos personales que se le requieran (por ejemplo: edad, sexo, datos deportivos) son los necesarios para cubrir los objetivos del estudio. En ninguno de los informes del estudio aparecerá su nombre y su identidad no será revelada a persona alguna salvo para cumplir con los fines del estudio, y en caso de urgencia médica o requerimiento legal. Cualquier información de carácter personal que pueda ser identificable será conservada y procesada bajo condiciones de seguridad, con el propósito de determinar los resultados del estudio. Los resultados del estudio podrán ser comunicados a las autoridades sanitarias y eventualmente, a la comunidad científica a través de congresos y/ o publicaciones. Sus datos podrán ser transferidos a otros países fuera de la Unión Europea (EEUU), garantizando la protección de dicha información incluso en aquellos países cuya legislación es menos restrictiva que la española. Los datos podrán ser también utilizados con otros fines de carácter científico. Si sus datos son usados para otros objetivos, primero se disociarán; es decir, toda la información que permita identificarle se eliminará y sólo se procesará de forma que no se pueda conocer su identidad. De acuerdo con la ley vigente tiene usted derecho al acceso de sus datos personales; así mismo, y si está justificado, tiene derecho a su rectificación y cancelación. Si así lo desea, deberá solicitarlo a los responsables del estudio.</p> <p>5. CONTACTO Nombre del director y responsable del estudio: Manuel Sillero Quintana. Dirección: Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte- INEF C/ Martín Fierro 7, 28040. Teléfono: 687 044 034 / 91 336 4097</p> <p>DECLARACIÓN DEL SUJETO</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Se me ha entregado una copia de la Hoja de Información y de este consentimiento informado, fechado y firmado. Se me han explicado las características y los objetivos del estudio y los posibles beneficios y riesgos que puedo esperar. Se me ha dado tiempo y oportunidad para realizar preguntas. Todas las preguntas fueron respondidas a mi entera satisfacción. Puedo poneme en contacto con el responsable Manuel Sillero Quintana en cualquier momento para hacerle preguntas sobre este estudio. 2. Sé que se mantendrá en secreto mi identidad. 3. Soy libre de retirarme del estudio en cualquier momento. <p>Por tanto, Yo, _____, con DNI _____, tras comprender toda la información que se me ha proporcionado, consiento en participar voluntariamente en este estudio.</p> <p>Fecha: ____/____/____ Firma becarío: _____</p> |

9.2. ANEXO II – PROTOCOLO TOMA DE DATOS




PROTOCOLO TOMA DE DATOS TERMOGRAFÍA FORMACIÓN BECA SANTANDER





ANTES

DESPUÉS



DURANTE

ANTES DE LA TOMA DE DATOS:


- ☐ Encender la cámara con 20 minutos de antelación
- ☐ Aclimatar la sala a 20-24°C
- ☐ Encender la estación meteorológica
- ☐ Colocar el roll-up
- ☐ Tener a mano el termómetro y la báscula
- ☐ Encender el PC y dejar abierto el TermoTracker
- ☐ Tener un bolí y los cuestionarios a mano


DURANTE LA TOMA DE DATOS:

- ☐ Tiempo de aclimatación entre 10-15 minutos
- ☐ Vigilar que el sujeto no se toque ninguna zona del cuerpo
- ☐ Pesar al sujeto en la báscula y tomar T_e del oído
- ☐ Rellenar el cuestionario mientras se aclimata
- ☐ Sujeto con puños cerrados para evitar errores en la detección de las manos
- ☐ En toma de tren superior: Juntar piernas y subir brazos
- ☐ Tomar 3 fotos de la parte AS (Anterior-Superior)
- ☐ Tomar 3 fotos de la parte PS (Posterior-Superior)
- ☐ En toma de tren inferior: Abrir piernas y colocarlas de frente al evaluador
- ☐ Tomar 3 fotos de la parte AI (Anterior-Inferior)
- ☐ Tomar 3 fotos de la parte PI (Posterior-Inferior)

DESPUÉS DE LA TOMA DE DATOS:

- ☐ Extraer memoria SD y pasar fotos al ordenador
- ☐ Renombrar fotos añadiendo un espacio seguido de AI - PI - AS - PS
- ☐ Analizar fotos borrando las zonas que se salen de la visión artificial
- ☐ Generar informe





UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE (IAF)
DEPARTAMENTO DE DEPORTES

